

# **Caracterização das qualidades de radiação de uma ampola de raios X com ânodo de tungsténio no âmbito da mamografia**

**Dércia Clotilde Perestrelo Góis**

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

**Orientador:** Doutor Carlos Manuel Azevedo de Sousa Oliveira

**Co-Orientador:** Mestre João Vítor da Silva Cardoso

Instituto Tecnológico Nuclear

Lisboa

2011



*"A descoberta consiste em ver o que todos viram e pensar no que ninguém pensou."*

*'Albert Szent-Gyorgyi'*



## **Agradecimentos**

Começo por agradecer ao coordenador de curso, Professor Mário Secca, por tudo o que contribuiu para o crescimento da Engenharia Biomédica, apoiando sempre os estudantes ao longo de todo o percurso académico.

Agradeço ao Instituto Tecnológico e Nuclear, por me ter acolhido durante estes longos oito meses, disponibilizando os equipamentos necessários à realização deste trabalho.

Ao Dr. Carlos Oliveira e ao Mestre João Cardoso estou muitíssimo grata, por todo o apoio, dedicação e orientação científica que me forneceram durante todo o tempo. Agradeço também ao Luís Santos, ao André Castro, à Ana Carvalho e à Catarina Figueira por toda a simpatia, camaradagem e afecto para comigo. Foram vocês que me proporcionaram um ambiente de trabalho fantástico.

Agradeço às pessoas que conheci ao longo destes últimos cinco anos e que vou levar sempre comigo para onde for, porque são muito importantes na minha vida. Foram vocês que fizeram com que nunca me sentisse sozinha e, o facto de estar longe de casa não fosse uma lacuna.

Aos meus amigos um grande obrigada, pelos momentos únicos e especiais que partilhámos juntos. São pessoas extraordinárias.

Um agradecimento especial ao Paulo Teixeira que é das melhores pessoas que já conheci. Foi ele que nos momentos mais difíceis me deu força para continuar e acreditar, que a vida é demasiado importante para se perder com lágrimas e lamentos. Admiro-te muito. Continua a ser quem és!

Aos meus pais e irmãs estou muito grata, por todo o amor e apoio incondicional que me deram ao longo destes 22 anos. São as pessoas que eu mais admiro. A preocupação, as horas passadas ao telemóvel e as surpresas fizeram com que me sentisse sempre amparada e apesar de estar longe, sinto-me como se nunca tivesse saído de casa. Vocês, foram e continuam a ser a minha fonte de inspiração!

A todas as mulheres com cancro da mama, é importante que nunca desistam e que os momentos mais difíceis, sirvam apenas para vos dar mais força. A vós, dedico este trabalho.



## Resumo

A mamografia é um exame que permite uma detecção precoce do cancro da mama, diminuindo substancialmente a mortalidade.

Pode ser realizada em dois contextos diferentes, o rastreio e o diagnóstico. O primeiro tem a particularidade de ser realizado em mulheres que não apresentem sintomas de cancro da mama, tendo como finalidade detectar esse cancro nos estágios iniciais.

Tanto num contexto como noutro, o resultado da mamografia deve ser uma imagem com um contraste e uma resolução espacial suficientemente boa, para que o exame seja válido do ponto de vista do diagnóstico médico, e ter originado uma baixa dose no tecido irradiado. Para que isso aconteça, é necessário que haja controlo dosimétrico dos mamógrafos instalados nos hospitais e que esse controlo seja realizado com equipamento, geralmente câmaras de ionização, devidamente calibrado. A calibração das câmaras de ionização requer, em primeiro lugar, a caracterização das qualidades de radiação usadas em mamografia.

O principal objectivo deste trabalho é a caracterização das qualidades de radiação de uma ampola de raios X com ânodo de tungsténio com valores de tensão aplicadas no caso da mamografia. Todas as medições experimentais foram realizadas no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto Tecnológico Nuclear (LMRI-ITN), e para as qualidades de radiação estudadas foi aplicada uma tensão entre 23 e 50 kV. Para cada valor de tensão, determinou-se a curva de atenuação da kerma no ar, interpondo no feixe placas de alumínio de espessura variável, e a partir dessa curva obteve-se um valor de HVL (Half Value Layer) e de coeficiente de homogeneidade. Compararam-se os valores obtidos com os da literatura.

Para finalizar, realizou-se o estudo dosimétrico para duas qualidades de radiação. Para tal, utilizou-se uma câmara de ionização que apresenta um certificado de calibração e todos os parâmetros nele estipulado, foram tidos em atenção.

**Palavras - Chave :** Raios X; Qualidade de Radiação; HVL; Monte Carlo; Dosimetria.





## **Abstract**

A mammography is an exam that permits the detection of breast cancer, decreasing substantially the mortality.

It can be made in two different contexts, the screening and the diagnosis. The first one has the singularity of being done in women that don't have symptoms of breast cancer, having as a goal to detect that cancer in early stages.

Both in a context as in the other, the result of the mammography must be an image with a contrast and a spatial resolution sufficiently good, so that the exam is valid from the medical diagnosis point of view, and have originated a low dose in the irradiated tissue. For that to happen, it's necessary that exists a dosimetric control of the equipment installed in the hospitals and this control must be made with equipment, usually ionizing chambers, properly calibrated. The calibration of the ionizing chambers requires, in first place, the characterization of the radiation qualities used in a mamography.

The main goal of this work is the characterization of the radiation qualities in X-ray ampoule with a tungsten anode with tension values applied in the case of the mammography. Every experimental measures were made in the Nuclear Technology Institute of the ionizing radiations metrology Laboratory ( LMRI-ITN), and for the radiation qualities studied it was applied a tension between 23 and 50 Kv. For each tension value, it was determined an attenuation curve of the kerma in the air, interposing in the aluminum plates beam of variable thickness and with that curve it is obtained an HVL ( Half Value Layer) value and the homogeneity coefficient. The obtained values were compared with the literature.

To finalize, it was made a dosimetric study for two radiation qualities. For that, it was use an ionizing chamber that presents a calibration certificate and all the parameters stipulated were concerned.

**Key Words:** X-Ray; Radiation Quality; HVL; Monte Carlo, Dosimetry.



## **Acrónimos**

- AGD – Average Glandular Dose (dose média glandular)
- BIPM – Bureau International des Poids et Mesures
- ESAK – Entrance Surface Air Kerma (kerma no ar )
- EUROMET - European Association of National Metrology Institutes
- GUM – Guide to the expression of Uncertainty in Measurement
- HVL – Half Value Layer (espessura semi-redutora)
- UIAR – University Institute of Applied Radiophysics
- ICRP – International Commission on Radiological Protection
- IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
- IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria
- KERMA – Kinetic Energy Released in Material (energia libertada num material)
- LMRI – Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
- PTB – Physikalisch – Technische Bundesanstalt



# Índice

Agradecimentos.....	III
Resumo.....	V
Abstract .....	VII
Acrónimos.....	IX
Índice de Tabelas.....	XV
Índice de Figuras .....	XVII
1. Introdução .....	1
2. Interação da radiação X com a matéria .....	3
2.1- Processos de interação dos raios X com a matéria.....	3
2.1.1 Efeito fotoelétrico.....	3
2.1.2 Efeito de Compton (dispersão incoerente) .....	4
2.1.3- Dispersão de Rayleigh (coerente) .....	5
2.2 Atenuação dos fótons .....	6
2.2.1- Curva de atenuação .....	6
2.2.2- Coeficiente de atenuação .....	6
2.3 Espectro de Emissão de Raios X.....	7
2.3.1- Espectro característico .....	7
2.3.2 Espectro contínuo.....	8
2.3.3 Espectro resultante da produção de raios X .....	9
3. Grandezas radiométricas, dosimétricas e de protecção radiológica .....	11
3.1- Grandezas Radiométricas.....	11
3.1.1- Fluxo .....	11
3.1.2- Fluxo de Energia.....	11
3.1.3- Fluência.....	12
3.1.4- Fluência de Energia.....	12
3.2- Grandezas dosimétricas .....	12
3.2.1- Kerma.....	12
3.2.2- ESAK- Kerma no ar à superfície de entrada.....	12
3.2.3- Energia depositada.....	13
3.2.4- Dose absorvida.....	13
3.3- Grandezas de protecção radiológica .....	13

---

3.3.1- Dose equivalente .....	13
3.3.2- Dose efectiva .....	13
4. Radiodiagnóstico .....	15
4.1- Princípios básicos de radiodiagnóstico .....	15
4.2- Mamografia .....	15
4.2.1- Dose Média Glandular, AGD .....	17
5. Materiais e Métodos .....	21
5.1- Equipamento para a produção e detecção de raios X .....	21
5.1.1- Ampola de raios X .....	21
5.1.2- Câmara de ionização .....	24
5.2- Método de Simulação em Monte Carlo .....	25
5.2.1- Transporte de fótons .....	26
5.2.2- Construção do ficheiro de entrada .....	26
6. Normas e qualidades de radiação .....	27
6.1- Parâmetros utilizados na caracterização das qualidades de radiação .....	27
6.2- Procedimentos para caracterizar as qualidades de radiação .....	28
6.2.1- Caracterização do perfil de campo .....	28
6.2.2- Caracterização das qualidades de radiação .....	28
7. Caracterização das qualidades de radiação .....	29
7.1- Resultados Experimentais .....	29
7.1.1- Caracterização do perfil do campo de radiação .....	29
7.1.2- Determinação dos HVL's para as qualidades de radiação .....	32
7.2- Estudo da origem das duas exponenciais da função de ajuste através de simulação em Código Monte Carlo .....	40
7.2.1- Definição do ficheiro de entrada .....	40
7.2.2- Feixe monoenergético .....	41
7.2.3- Feixe de energia uniforme .....	43
7.3- Comparação dos resultados experimentais com os simulados por Monte Carlo .....	55
8. Dosimetria .....	59
8.1- Descrição do procedimento técnico .....	59
8.2- Análise dos resultados obtidos experimentalmente na caracterização das qualidades de radiação .....	60
8.3- Estudo dosimétrico .....	60
9. Conclusões .....	67
Referências Bibliográficas .....	69
Anexo I .....	71

Anexo II.....	73
Anexo III.....	81
Anexo IV.....	87





# Índice de Tabelas

TABELA 3.1- FACTORES DE PONDERAÇÃO $w_T$ PARA VÁRIOS ÓRGÃOS OU TECIDOS DO CORPO HUMANO [10,9].....	14
TABELA 4.1- DETRIMENTO AJUSTADO AOS COEFICIENTES NOMINAIS DE RISCO PARA CANCRO E EFEITOS HEREDITÁRIOS ( $10^{-2}$ Sv).....	19
TABELA 4.2- FACTORES DE CONVERSÃO G, PARA DIFERENTES ESPESSURAS DE MAMA COMPRIMIDAS, UTILIZADO NO CÁLCULO DO AGD [20].....	17
TABELA 7.1- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE DE CADA QUALIDADE DE RADIAÇÃO MEDIDA EXPERIMENTALMENTE SEGUNDO A FIGURA 7.8 .....	35
TABELA 7.2- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE DE CADA QUALIDADE DE RADIAÇÃO MEDIDA EXPERIMENTALMENTE, SEM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO, SEGUNDO A FIGURA.....	36
TABELA 7.3- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE COMPOSTA APENAS POR UMA EXPONENCIAL, PARA AS QUALIDADES DE RADIAÇÃO MEDIDAS EXPERIMENTALMENTE, COM FILTRAÇÃO ADICIONAL, SEGUNDO A FIGURA 7.8 .....	37
TABELA 7.4- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE COMPOSTA APENAS POR DUAS EXPONENCIAIS, PARA AS QUALIDADES DE RADIAÇÃO MEDIDAS EXPERIMENTALMENTE, COM FILTRAÇÃO ADICIONAL, SEGUNDO A FIGURA 7.8 .....	37
TABELA 7.5- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE COMPOSTA APENAS POR DUAS EXPONENCIAIS, PARA AS QUALIDADES DE RADIAÇÃO MEDIDAS EXPERIMENTALMENTE, SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL E APENAS COM 0,03 MM DE MOLIBDÉNIO, SEGUNDO A FIGURA 7.8 .....	38
TABELA 7.6- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE COMPOSTA APENAS POR UMA EXPONENCIAL, PARA AS QUALIDADES DE RADIAÇÃO MEDIDAS EXPERIMENTALMENTE, COM FILTRAÇÃO ADICIONAL E APENAS COM 0,03 MM DE MOLIBDÉNIO, SEGUNDO A FIGURA 7.8 .....	38
TABELA 7.7- VALORES RELATIVOS À CURVA DE AJUSTE COMPOSTA POR DUAS EXPONENCIAIS, PARA AS QUALIDADES DE RADIAÇÃO MEDIDAS EXPERIMENTALMENTE, COM FILTRAÇÃO ADICIONAL E APENAS COM 0,03 MM DE MOLIBDÉNIO, SEGUNDO A FIGURA 7.8 .....	38
TABELA 7.8- COMPARAÇÃO DOS VALORES DO PRIMEIRO HVL, PARA QUALIDADES DE RADIAÇÃO SEM E COM FILTRAÇÃO ADICIONAL..	39
TABELA 7.9- CONSTITUIÇÃO DE CADA UMA DAS CURVAS DE AJUSTE UTILIZADA PARA OS FEIXES DE ENERGIAS UNIFORMES ATÉ AO MOMENTO SIMULADOS .....	50
TABELA 7.10- RESUMO DA COMPOSIÇÃO DA CURVA DE AJUSTE PARA CADA UMA DAS SIMULAÇÕES REALIZADAS.....	53
TABELA 7.11- VALORES DA DIFERENÇA DOS COEFICIENTES MÁSSICOS DE ATENUAÇÃO, RELATIVOS A CADA INTERVALO DE ENERGIA SIMULADO .....	54
TABELA 8.1- VALORES DO HVL PARA AS QUALIDADES DE RADIAÇÃO CARACTERIZADAS EXPERIMENTALMENTE .....	60
TABELA 8.2- CONDIÇÕES DE CALIBRAÇÃO ESTABELECIDAS PELO CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PTB, PARA A CÂMARA DE IONIZAÇÃO NE2536/3A- R171561 COM $0,3 \text{ cm}^3$ DE VOLUME, ONDE A É A DISTÂNCIA ENTRE O FOCO E A CÂMARA DE IONIZAÇÃO, D É O DIÂMETRO DO CAMPO A 70 CM, $K_Q$ É O FACTOR DE CORRECÇÃO E $\epsilon$ É A INCERTEZA RELATIVA PARA $N_k * K_Q$ , COM UM NÍVEL DE CONFIANÇA $(1-\alpha) \approx 92\%$ .....	61
TABELA 8.3- VALORES DA INCERTEZA RELATIVA PARA $N_k * K_Q$ , COM A ALTERAÇÃO DOS NÍVEIS DE CONFIANÇA DE 92% PARA 95% E 66% .....	63
TABELA II.13- COMPARAÇÃO DOS VALORES DO 1ºHVL PARA AS 10 QUALIDADES DE RADIAÇÃO MEDIDAS EXPERIMENTALMENTE NO LMRI COM O DE OUTROS LABORATÓRIOS INTERNACIONAIS.....	79



# Índice de Figuras

FIGURA 2.1- ESQUEMA ILUSTRATIVO DO EFEITO FOTOELÉCTRICO[2].....	3
FIGURA 2.2- ESQUEMA ILUSTRATIVO DO EFEITO DE COMPTON [2].....	4
FIGURA 2.3- ESQUEMA ILUSTRATIVO DA DISPERSÃO DE RAYLEIGH (COERENTE) [2] .....	5
FIGURA 2.4- CONTRIBUTO DOS DIFERENTES PROCESSOS DE INTERACÇÃO PARA O COEFICIENTE MÁSSICO DE ATENUAÇÃO NO AR [5] ....	7
FIGURA 2.5-REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE EMISSÕES CARACTERÍSTICAS DAS SERIES K E L DO TUNGSTÊNIO ONDE À DIREITA A) TEM-SE UM ESQUEMA SIMPLIFICADO ENQUANTO QUE EM B) FAZ-SE REFERÊNCIA ÀS CAMADAS COM OS RESPECTIVOS NÚMEROS DE SUB-CAMADAS [3] .....	8
FIGURA 2.6- PRODUÇÃO DE RADIAÇÃO CARACTERÍSTICA ONDE UM ELECTRÃO INCIDENTE PROVOCA A EJEÇÃO DE UM ELECTRÃO DE UMA ORBITAL, ORIGINANDO UMA VAGA QUE SERÁ PREENCHIDA POR UM ELECTRÃO DE UMA CAMADA SUPERIOR [2] .....	8
FIGURA 2.7 - A) PRODUÇÃO DE RADIAÇÃO DE BREMSSTRAHLUNG DEVIDO, À DESACELERAÇÃO DE ELECTRÕES NA PROXIMIDADE DO NÚCLEO QUE PERDEM UMA PEQUENA QUANTIDADE DE ENERGIA ( $E_1$ ) EM FORMA DE RAIOS X E TAMBÉM, À COLISÃO DE ELECTRÕES DIRECTAMENTE COM O NÚCLEO PODENDO EMITIR RAIOS X COM ENERGIA ( $E_3$ ) IGUAL À ENERGIA CINÉTICA DO ELECTRÃO INCIDENTE. B) GRÁFICO DA QUANTIDADE RELATIVA DE FOTÕES EM FUNÇÃO DA ENERGIA [2].....	9
FIGURA 2.8- ESPECTRO DE EMISSÃO DE RAIOS X [2].....	9
FIGURA 4.1- MAMOGRAFIA MOSTRA O SEIO NORMAL (À DIREITA) E COM TUMOR (À ESQUERDA) [13].....	16
FIGURA 4.2- EVOLUÇÃO DA DOSE EM MAMOGRAFIA DESDE O SEU COMEÇO [3] .....	18
FIGURA 4.3- DOSE EFECTIVA E EQUIVALÊNCIA EM ANOS DE IRRADIAÇÃO NATURAL PARA ALGUNS EXAMES RADIOLÓGICOS [3]. .....	18
FIGURA 5.1- ESQUEMA ILUSTRATIVO DE UMA AMPOLA DE RAIOS X [13] .....	21
FIGURA 5.2- PERCURSO DOS RAIOS X PRODUZIDOS NO ÂNODO PARA A) GRANDES INCLINAÇÕES E B) PEQUENAS INCLINAÇÕES [3]. ...	24
FIGURA 5.3- DISTRIBUIÇÃO ANGULAR DA INTENSIDADE DO FEIXE DE RAIOS X À SAÍDA DA AMPOLA PARA ÂNODOS COM A) GRANDE INCLINAÇÃO E B) PEQUENA INCLINAÇÃO [3] .....	24
FIGURA 7.1- ESQUEMA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL UTILIZADA PARA A MEDIÇÃO DO PERFIL DO CAMPO DE RADIAÇÃO, ONDE 1) AMPOLA DE RAIOS X; 2) OBTURADOR; 3) COLIMADOR DE CHUMBO COM 1,5 CM DE DIÂMETRO; 4) EIXO DO FEIXE DE RADIAÇÃO, 5) CÂMARA DE IONIZAÇÃO POSICIONADA NE2536/3A A 70 CM DA AMPOLA; 6) DIMENSÃO DO FEIXE DE RADIAÇÃO .....	29
FIGURA 7.2- PERFIL DE CAMPO, SEGUNDO O EIXO HORIZONTAL QUANDO A MONTAGEM EXPERIMENTAL SEGUE O ESQUEMA DA FIGURA 7.1 .....	30
FIGURA 7.3- ESQUEMA UTILIZADO PARA O CÁLCULO DO RAIO DO NOVO COLIMADOR (x), PARA QUE A DIMENSÃO DO CAMPO A 70 CM DO FOCO SEJA DE 10,5 CM, CONFORME ESTABELECIDO NO CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO UTILIZADA .....	31
FIGURA 7.4- ESQUEMA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL UTILIZADA PARA A MEDIÇÃO DO PERFIL DO CAMPO DE RADIAÇÃO, ONDE 1) AMPOLA DE RAIOS X; 2) OBTURADOR; 3) FILTRAÇÃO DE 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO; 4) COLIMADOR DE CHUMBO COM 1,72 DE DIÂMETRO E 5) CÂMARA DE IONIZAÇÃO NE2536/3A POSICIONADA A 70 CM DA AMPOLA .....	31
FIGURA 7.5- PERFIL DE CAMPO, SEGUNDO O EIXO VERTICAL QUANDO A MONTAGEM EXPERIMENTAL SEGUE O ESQUEMA DA FIGURA 7.5 .....	32
FIGURA 7.6- PERFIL DE CAMPO, SEGUNDO O EIXO HORIZONTAL QUANDO A MONTAGEM EXPERIMENTAL SEGUE O ESQUEMA DA FIGURA 7.5 .....	32
FIGURA 7.7- REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL UTILIZADA PARA A DETERMINAÇÃO DO HVL ONDE: 1) AMPOLA DE RAIOS X, 2) OBTURADOR, 3) FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 2 MM DE ALUMÍNIO, 4) 2 FOLHAS DE MOLIBDÉNIO COM 0,03 MM CADA; 5) COLIMADOR DE CHUMBO COM 1,72 CM DE DIÂMETRO, 6) CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO; 7) PLACAS ATENUADORAS DE ALUMÍNIO, 8) COLIMADOR DE CHUMBO COM 2 CM DE DIÂMETRO, 9) CÂMARA DE IONIZAÇÃO; 10) EIXO DO CAMPO DE RADIAÇÃO .....	33
FIGURA 7.8- CURVA DE ATENUAÇÃO DA CARGA EM FUNÇÃO DA ESPESSURA, MEDIDA EXPERIMENTALMENTE, NO ÂMBITO DA DETERMINAÇÃO DO VALOR DO HVL. A TENSÃO APLICADA FOI DE 23 kV E NÃO SE COLOCOU FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 2 MM DE ALUMÍNIO. ....	34
FIGURA 7.9- COMPARAÇÃO DOS VALORES DO 1º HVL PARA AS 10 QUALIDADES DE RADIAÇÃO REALIZADAS EXPERIMENTALMENTE NO LMRI, COM O DE OUTROS LABORATÓRIOS INTERNACIONAIS [31,14,32-34] .....	35

FIGURA 7.10- COEFICIENTE MÁSSICO DE ATENUAÇÃO EM FUNÇÃO DA ENERGIA DOS FOTÕES PARA O ALUMÍNIO [36] .....	39
FIGURA 7.11- COEFICIENTE MÁSSICO DE ATENUAÇÃO EM FUNÇÃO DA ENERGIA DOS FOTÕES PARA O MOLIBDÉNIO [36] .....	40
FIGURA 7.12- ESQUEMA REPRESENTATIVO DA GEOMETRIA UTILIZADA NA SIMULAÇÃO EM MONTE CARLO EM QUE 1 É A FONTE, 2 SÃO OS FOTÕES, 3 SÃO AS FOLHAS ATENUADORAS DE ALUMÍNIO, 4 É O COLIMADOR DE CHUMBO E 5 É O DETECTOR .....	40
FIGURA 7.13- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO PARA UM FEIXE MONOENERGÉTICO DE 10 keV .....	42
FIGURA 7.14- CURVA DE VARIAÇÃO DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ENERGIA PARA UM FEIXE DE ENERGIA UNIFORME ENTRE 10 E 50 keV QUANDO SIMULADO EM VÁCUO E QUANDO SIMULADO COM A PRESENÇA DE AR.....	43
FIGURA 7.15- COMPARAÇÃO DO FLUXO DE PARTÍCULAS, TOTAL E DAS QUE NÃO COLIDEM, PARA UM FEIXE UNIFORME DE 10 A 50 keV SEM ALUMÍNIO .....	43
FIGURA 7.16- HIPÓTESES PARA O TRAJECTO PERCORRIDO PELOS FOTÕES. EM A) TODOS OS FOTÕES QUE CHEGAM AO DETECTOR NÃO SOFREM COLISÃO ENQUANTO EM B) PODEM CHEGAR FOTÕES AO DETECTOR QUE SOFRERAM COLISÃO. OS FOTÕES QUE SAEM DA FONTE ESTÃO INDICADOS POR 1) E 2) , 3) CORRESPONDE AO FOTÃO QUE SOFRE INTERACÇÃO COM AS PAREDES DO DETECTOR E NÃO É CONTABILIZADO, 4) E 5) REPRESENTAM OS FOTÕES QUE CHEGAM AO VOLUME SENSÍVEL DO DETECTOR. A HIPÓTESE B É REJEITADA.....	44
FIGURA 7.17- COMPARAÇÃO DO FLUXO DE PARTÍCULAS TOTAL, E DAS QUE NÃO COLIDEM, PARA UM FEIXE UNIFORME DE 10 A 50 keV COM 1 mm DE ALUMÍNIO .....	44
FIGURA 7.18- HIPÓTESES PARA O TRAJECTO PERCORRIDO PELOS FOTÕES DESDE QUE SAEM DA FONTE ATÉ QUE CHEGAM AO DETECTOR, ATRAVESSANDO 1 mm DE ALUMÍNIO INDICADO EM 4) E UM COLIMADOR DE CHUMBO COM 1 cm DE RAIOS INDICADO EM 5). EM A) TODOS OS FOTÕES QUE CHEGAM AO DETECTOR NÃO SOFREM COLISÃO ENQUANTO EM B) PODEM CHEGAR FOTÕES AO DETECTOR QUE SOFRERAM COLISÃO. OS FOTÕES QUE SAEM DA FONTE ESTÃO INDICADOS POR 1) E 2) E 3) ENQUANTO QUE 6), 7) E 8) REPRESENTAM OS FOTÕES QUE CHEGAM AO DETECTOR. A HIPÓTESE B É REJEITADA.....	45
FIGURA 7.19- VARIAÇÃO DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ENERGIA PARA QUATRO DIFERENTES ESPESSURAS, PARA UMA ENERGIA UNIFORME DE 10 A 50 keV, SIMULADA COM AR .....	45
FIGURA 7.20- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO, PARA UM FEIXE DE ENERGIA UNIFORME ENTRE 10 keV E 50 keV, SIMULADA COM AR.....	46
FIGURA 7.21- ESQUEMA DA FONTE SIMULADA COM ENERGIA UNIFORME ENTRE 10 keV E 50 keV E REPRESENTAÇÃO DAS SUAS ENERGIAS EFECTIVAS $E_1=11$ keV E $E_2=23$ keV.....	47
FIGURA 7.22- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO, PARA UM FEIXE DE ENERGIA UNIFORME ENTRE 20 keV E 50 keV .....	47
FIGURA 7.23- ESQUEMA DA FONTE SIMULADA COM ENERGIA UNIFORME ENTRE 15 keV E 50 keV E REPRESENTAÇÃO DAS SUAS ENERGIAS EFECTIVAS $E_1=21$ keV E $E_2=50$ keV.....	48
FIGURA 7.24- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO, PARA UM FEIXE DE ENERGIA UNIFORME ENTRE 17,5 keV A 50 keV, COM UM AJUSTE DE 1 EXPONENCIAL .....	49
FIGURA 7.25- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO PARA UM FEIXE DE ENERGIA UNIFORME, ENTRE 17,5 keV A 50 keV, COM UM AJUSTE DE 2 EXPONENCIAIS .....	49
FIGURA 7.26- ESQUEMA DA FONTE SIMULADA COM ENERGIA UNIFORME ENTRE 10keV E 40 keV E REPRESENTAÇÃO DA SUA ENERGIA EFECTIVA $E_1=10,5$ keV E $E_2=28$ keV.....	50
FIGURA 7.27- ESQUEMA DA FONTE SIMULADA COM ENERGIA UNIFORME ENTRE 10keV E 30 keV E REPRESENTAÇÃO DA SUA ENERGIA EFECTIVA $E_1=13,5$ keV E $E_2=20$ keV.....	51
FIGURA 7.28- ESQUEMA DA FONTE SIMULADA COM ENERGIA UNIFORME ENTRE 10keV E 25 keV E REPRESENTAÇÃO DA SUA ENERGIA EFECTIVA $E_1=14$ keV E $E_2=23$ keV .....	51
FIGURA 7.29- ESQUEMA DA FONTE SIMULADA COM ENERGIA UNIFORME ENTRE 10keV E 20 keV E REPRESENTAÇÃO DA SUA ENERGIA EFECTIVA $E_1=13$ keV E $E_2=17,5$ keV.....	52
FIGURA 7.30- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO PARA UM FEIXE DE ENERGIA UNIFORME ENTRE 10 keV A 12,5 keV.....	52
FIGURA 7.31- REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE CADA UMA DAS SIMULAÇÕES DE FEIXE DE ENERGIA UNIFORME REALIZADAS E AS RESPECTIVAS DIFERENÇAS DOS COEFICIENTES MÁSSICOS DE ATENUAÇÃO DAS ENERGIAS MÁXIMA E MÍNIMA PARA CADA INTERVALO. AS LINHAS A AZUL INDICAM QUE A CURVA DE AJUSTE É COMPOSTA POR 2 EXPONENCIAIS ENQUANTO AS LINHAS A ROSA INDICAM QUE A CURVA DE AJUSTE É COMPOSTA POR APENAS UMA EXPONENCIAL.....	54

FIGURA 7.32- ESPECTRO RELATIVO A UM FEIXE EMITIDO POR UMA AMPOLA COM ÂNODO DE TUNGSTÊNIO E UMA FILTRAÇÃO DE 0,06 MM DE MOLIBDÊNIO, COM UMA ENERGIA MÁXIMA DE 28 keV, ONDE $E_1=10$ keV E $E_2=17$ keV SÃO ENERGIAS EFECTIVAS [12]	55
FIGURA 7.33- COMPARAÇÃO DA ENERGIA DEPOSITADA EM FUNÇÃO DA ESPESSURA, DAS MEDIÇÕES OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE COM AS SIMULADAS PARA UM FEIXE COM ENERGIA MÁXIMA DE 28 keV.....	56
FIGURA 7.34- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO PARA UM FEIXE COM ENERGIA MÁXIMA DE 28 keV E SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL.....	56
FIGURA 7.35- ESPECTRO RELATIVO A UM FEIXE EMITIDO POR UMA AMPOLA COM ÂNODO DE TUNGSTÊNIO, FILTRAÇÃO DE 0,06 MM DE MOLIBDÊNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL COM UMA ENERGIA MÁXIMA DE 28 keV, ONDE $E_1=15$ keV E $E_2=20$ keV CORRESPONDEM ÀS ENERGIAS EFECTIVAS [12] .....	57
FIGURA 7.36- COMPARAÇÃO DA ENERGIA DEPOSITADA EM FUNÇÃO DA ESPESSURA, DAS MEDIÇÕES OBTIDAS EXPERIMENTALMENTE COM AS SIMULADAS PARA UM FEIXE COM ENERGIA MÁXIMA DE 28 keV, COM FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 2 mmAl .....	57
FIGURA 7.37- CURVA DO FLUXO EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO ALUMÍNIO, PARA UM FEIXE COM ENERGIA MÁXIMA DE 28 keV E COM FILTRAÇÃO ADICIONAL (CURVA DE AJUSTE COM 2 EXPONENCIAIS).....	58
FIGURA 8.1- REPRESENTAÇÃO DOS FACTORES DE CORRECÇÃO EM FUNÇÃO DO POTENCIAL APLICADO .....	61
FIGURA 8.2- REPRESENTAÇÃO DOS FACTORES DE CORRECÇÃO EM FUNÇÃO DO VALOR DO HVL.....	61
FIGURA 8.3- REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL UTILIZADA NA DOSIMETRIA, ONDE 1) É A AMPOLA DE RAIOS X, 2) É O OBTURADOR, 3) É A FILTRAÇÃO DE MOLIBDÊNIO (UMA FOLHA DE 0,03 mm), 4) É O COLIMADOR COM 1,72 cm DE DIÂMETRO, 5) É A CÂMARA MONITOR E 6) É A CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	62
FIGURA 8.4- VARIAÇÃO DA CARGA EM FUNÇÃO DA DISTÂNCIA, PARA O ESTUDO DOSIMÉTRICO, DA QUALIDADE DE RADIAÇÃO CUJA TENSÃO APLICADA É 25 kV E O FEIXE ATRAVESSA 0,06 mm Mo.....	62
FIGURA 8.5- REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA MONTAGEM EXPERIMENTAL UTILIZADA NA DOSIMETRIA, ONDE 1) É A AMPOLA DE RAIOS X, 2) É O OBTURADOR, 3) É A FILTRAÇÃO ADICIONAL DE ALUMÍNIO (2 mm Al), 4) É A FILTRAÇÃO DE MOLIBDÊNIO (DUAS FOLHAS DE 0,03 mm CADA), 5) É O COLIMADOR COM 1,72 cm DE DIÂMETRO, 6) É A CÂMARA MONITOR E 7) É A CÂMARA DE IONIZAÇÃO .....	64
FIGURA 8.6- VARIAÇÃO DA CARGA EM FUNÇÃO DA DISTÂNCIA, PARA O ESTUDO DOSIMÉTRICO, DA QUALIDADE DE RADIAÇÃO CUJA TENSÃO APLICADA É 25 kV E O FEIXE ATRAVESSA 0,03 mm Mo E 2 mm Al .....	64
FIGURA I.1- VARIAÇÃO DA CORRENTE NUMA AMPOLA DE RAIOS X (19) .....	71
FIGURA I.2- VARIAÇÃO DO POTENCIAL NUMA AMPOLA DE RAIOS X (19) .....	71
FIGURA I.3- VARIAÇÃO DO ESPECTRO DE ACORDO COM O MATERIAL DO ÂNODO NA AMPOLA DE RAIOS X (19) .....	72
FIGURA I.0.4- VARIAÇÃO DO ESPECTRO PRODUZIDO NO ALVO (A) QUANDO SE ADICIONA FILTRAÇÃO INERENTE (B) E ADICIONAL (C) (19).....	72
FIGURA II.1- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 23 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	73
FIGURA II.2- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 24 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	73
FIGURA II.3- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 25 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	74
FIGURA II.4- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 26 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	74
FIGURA II.5- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 28 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	75
FIGURA II.6- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 30 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	75
FIGURA II.7- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 31 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	76
FIGURA II.8- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 35 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	76
FIGURA II.9- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 40 kV E QUE APRESENTA 0,06 mm DE MOLIBDÊNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO).....	77

FIGURA II.10- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 50 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	77
FIGURA II.11- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 23 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL SEM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO .....	78
FIGURA II.12- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 50 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E NÃO TEM FILTRAÇÃO ADICIONAL SEM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO .....	78
FIGURA III.1- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 23 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	81
FIGURA III.2- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 24 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	81
FIGURA III.3- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 25 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	82
FIGURA III.4- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 26 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	82
FIGURA III.5- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 28 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	83
FIGURA III.6- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 30 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	83
FIGURA III.7- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 31 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	84
FIGURA III.8- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 35 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	84
FIGURA III.9- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 40 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	85
FIGURA III.10- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UM POTENCIAL DE 50 kV E QUE APRESENTA 0,06 MM DE MOLIBDÉNIO E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	85
FIGURA IV.1- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UMA QUALIDADE DE RADIAÇÃO COM UM POTENCIAL DE 25 kV E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	87
FIGURA IV.2- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UMA QUALIDADE DE RADIAÇÃO COM UM POTENCIAL DE 25 kV SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	87
FIGURA IV.3- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UMA QUALIDADE DE RADIAÇÃO COM UM POTENCIAL DE 30 kV E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	88
FIGURA IV.4- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UMA QUALIDADE DE RADIAÇÃO COM UM POTENCIAL DE 30 kV SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	88
FIGURA IV.5- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UMA QUALIDADE DE RADIAÇÃO COM UM POTENCIAL DE 35 kV E FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	89
FIGURA IV.6- CURVA DE ATENUAÇÃO PARA UMA QUALIDADE DE RADIAÇÃO COM UM POTENCIAL DE 35 kV SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL (COM CÂMARA DE MONITORIZAÇÃO) .....	89

# 1. Introdução

Ao longo do tempo têm-se realizado estudos na área da mamografia, que permitiram aumentar a sensibilidade do exame, a sua resolução espacial e uma diminuição da dose.

Hoje em dia, no uso de sistemas modernos de mamografia, o risco associado à dose de radiação recebida é compensado pelos benefícios da detecção precoce do cancro. Este exame pode ser realizado em dois contextos diferentes, o rastreio e o diagnóstico. O primeiro tem a particularidade de ser realizado em mulheres sem sintomas de cancro da mama, possibilitando a detecção desse mesmo cancro em estágios iniciais. É muito importante conhecer bem as doses aplicadas.

A dose na mama varia com as diferentes combinações do equipamento de raios X (ânodos e filtros), dos parâmetros técnicos (corrente e tensão), das características dos feixes de raios X (HVL e coeficiente de homogeneidade), dos factores de geometria (distância da câmara ao foco) e do tipo de imagem do receptor (combinação filme + ecrã) (1).

O engenheiro biomédico tem como tarefa, zelar pela calibração das câmaras de ionização utilizadas no controlo dosimétrico dos mamógrafos, instalados nos hospitais, e efectuar o controlo da qualidade desse equipamento.

Além da introdução teórica (capítulo 1), no capítulo 2 são descritos os principais processos de interacção dos raios X com a matéria, tal como o efeito fotoeléctrico, o efeito de Compton e a dispersão coerente. São também referidos os coeficientes e as curvas de atenuação correspondentes a cada um dos processos. No final deste capítulo é abordado o espectro de emissão de raios X que é composto por duas partes: contínuo e característico.

O capítulo 3 refere, de forma sucinta, grandezas radiométricas tais como o fluxo, o fluxo de energia, a fluência e a fluência de energia, grandezas dosimétricas sendo de referir o kerma, o ESAK, a energia depositada e a dose absorvida e também grandezas de protecção radiológica como a dose equivalente e a dose efectiva. Ainda neste capítulo são referidos factores de ponderação para alguns órgãos ou tecidos do corpo humano e o modo como estes influenciam a dose efectiva e, consequentemente, a probabilidade do dano no tecido.

No capítulo 4 abordam-se os princípios básicos do radiodiagnóstico, em particular da mamografia.

No capítulo 5 referem-se os materiais e métodos que foram utilizados, ou seja, todo o equipamento principal para a produção e detecção de raios X, tal como a ampola de raios X, a câmara monitor e a câmara de ionização. Este capítulo descreve também o método de simulação em Monte Carlo mencionando o transporte de fotões e a construção do ficheiro de entrada que se utilizou.

Actualmente o método de simulação em Monte Carlo é muito utilizado em áreas onde a interacção da radiação ionizante com a matéria tem uma importância relevante, como por exemplo radioterapia, medicina nuclear e radiodiagnóstico convencional.

No capítulo 6 são descritos os parâmetros utilizados na caracterização das qualidades de radiação (espessura semi-redutora e coeficiente de homogeneidade) e os procedimentos que se

realizaram para caracterizar essas mesmas qualidades. Faz-se ainda referência à importância da dosimetria.

O capítulo 7 apresenta todos os resultados experimentais realizados para caracterizar as qualidades de radiação, desde a caracterização do perfil de campo à determinação dos HVL's para cada uma das qualidades de radiação. Neste capítulo é também apresentado o estudo da origem das duas exponenciais da função de ajuste, realizado através da simulação em Monte Carlo e a sua comparação com os resultados experimentais.

No capítulo 8 são mencionados os resultados experimentais obtidos através da realização de um estudo dosimétrico.

Por fim, o capítulo 9 descreve todas as conclusões retiradas e ainda sugestões para trabalhos futuros.

.



## 2. Interação da radiação X com a matéria

A informação contida numa radiografia deve-se às variações, em intensidade, existentes no feixe de raios X que emergem do paciente. O feixe possui um contraste inerente que depende da energia dos raios X, das características de absorção e da espessura das estruturas por ele percorrida.

De modo a obter-se uma boa qualidade de imagem, é necessária a utilização de um feixe de radiação que sofra uma atenuação parcial, produzindo um mecanismo de contraste.

No intervalo de energias com aplicação médica, existem cinco tipos de interações de fótons com a matéria, sendo estas: dispersão de Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares, dispersão coerente ou de Rayleigh-Thomson e interação fotonuclear.

No caso particular dos raios X de diagnóstico, as interações com o meio material que atravessam, ocorrem com os electrões orbitais e são explicadas pelo efeito fotoelétrico, efeito de Compton e efeito de Rayleigh-Thomson, sendo os dois primeiros mais específicos no caso da mamografia.

### 2.1- Processos de interação dos raios X com a matéria

#### 2.1.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é o processo mais importante de interação de fótons de baixa energia com a matéria[1].

Neste processo, é transmitida toda a energia do fóton incidente para um átomo, que em geral possui um elevado número atómico, ejectando um electrão das camadas mais internas deste mesmo átomo absorvente, como esquematizado na figura 2.1.

Sempre que a energia do fóton incidente for superior à energia de ligação do electrão no átomo, este efeito pode verificar-se. A diferença entre estas energias corresponde à energia cinética do electrão ejectado, designado agora por fotoelectrão, pelo que  $E_c = E_i - E_l$ , onde  $E_c$  é a energia cinética do fotoelectrão independentemente do seu ângulo de dispersão,  $E_i$  é a energia do fóton incidente ( $E_i = h\nu$ ) e  $E_l$  é a energia de ligação do electrão ao átomo.

O fotoelectrão durante todo o seu percurso vai sofrer inúmeras interações sendo a sua energia absorvida (figura 2.1).

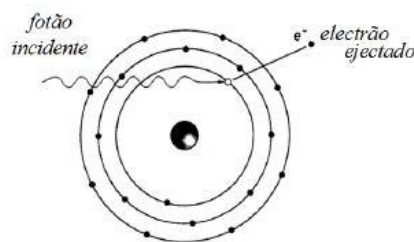


Figura 2.1- Esquema ilustrativo do efeito fotoelétrico[2]

Após a emissão do fotoelectrão, origina-se uma camada não saturada que, *à posteriori*, será ocupada por um electrão de uma camada mais exterior emitindo um fóton de fluorescência

com energia  $h\nu'$  correspondente à diferença energética das duas camadas. Consequentemente, uma nova camada não saturada vai ter origem e o processo irá repetir-se, até que o nível sem electrão seja aquele com energia de ligação mais baixa no átomo.

Concorrentemente à emissão de fotões de fluorescência, pode haver emissão de electrões Auger, que será predominante no caso dos elementos leves dos meios biológicos.

O efeito de Auger ocorre quando a diferença energética entre os níveis em que ocorreu o salto quântico, após o efeito fotoeléctrico, é comunicada a um electrão periférico com energia de ligação inferior àquela energia. O electrão ejectado é então chamado de electrão Auger.

O balanço energético total do efeito fotoeléctrico é então  $E_i = E_c + E_{\text{fotões}} + E_{\text{ioniz}}$ , uma vez que é, em primeiro lugar, transferida energia a um fotoelectrão ( $E_i - E_{\text{li}}$ ), dando origem a um ou vários fotões, cuja energia total será inferior a  $E_{\text{li}}$ . Posteriormente, produz-se um átomo ionizado no nível de mais baixa energia de ligação.

O coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoeléctrico é  $\tau = \tau_d + \tau_a$ , em que  $\tau_d$  é o coeficiente que corresponde à radiação dispersa e  $\tau_a$  corresponde à radiação absorvida. Quando a energia dos fotões de fluorescência emitidos é baixa  $\tau_d \approx 0$  e  $\tau \approx \tau_a$ .

Para o efeito fotoeléctrico, a secção eficaz diferencial num ângulo  $d\Omega$  é dada por:

$$\frac{d\tau_f}{d\Omega} = \beta^2 \sin^2 \theta \left[ \frac{\sqrt{1-\beta^2}}{(1-\beta \cos \theta)^4} - \frac{(1-\sqrt{1-\beta^2})}{2\sqrt{1-\beta^2}(1-\beta \cos \theta)^3} + \frac{(1-\sqrt{1-\beta^2})^2}{4(1-\beta^2)(1-\beta \cos \theta)^3} \right] \quad (2.1)$$

Onde  $\beta$  é a razão entre a velocidade do electrão ejectado e a velocidade da luz no vácuo e  $\theta$  corresponde ao ângulo de emissão do electrão ejectado relativamente ao ângulo do fóton incidente (considerado  $\theta=0^\circ$ ) [3].

### 2.1.2 Efeito de Compton (dispersão incoerente)

O efeito de Compton é uma dispersão elástica, de um fóton por um electrão, com conservação da energia e do momento linear.

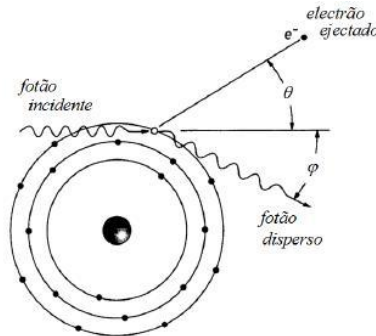


Figura 2.2- Esquema ilustrativo do efeito de Compton [2]

No efeito de Compton, o fóton interage com um electrão da camada mais exterior do átomo do material, onde a energia de ligação é muito fraca, passando a existir um fóton disperso de menor energia do que o incidente e com direcção de propagação diferente (com ângulo  $\phi$ ), e ainda um electrão secundário com energia cinética  $E_c$ , como se pode verificar na figura 2.2.

Ocorre com grande frequência em fotões de média energia e electrões de baixa energia de ligação.

O balanço energético deste processo traduz-se na seguinte expressão,

$$E_i = E_i' + E_c + E_l \quad (2.2)$$

sendo  $E_i$  a energia do fóton incidente,  $E_i'$  a energia do fóton disperso,  $E_c$  a energia cinética do electrão secundário e  $E_l$  a energia de ligação do electrão orbital que é desprezável, uma vez que se trata de electrões com pequena energia de ligação.

A lei de conservação do momento segundo a direcção original do fotão ( $0^\circ$ ), é expressa por,

$$E_i = E_i' \cos \varphi + pc \cos \varphi \quad (2.3)$$

sendo  $p$  o momento linear do fotão,  $c$  a velocidade da luz no vácuo e  $\varphi$  o ângulo do fotão disperso.

A energia do fotão disperso pode ser dada pela seguinte expressão,

$$E_i' = \frac{E_i}{1 + \left( \frac{E_i(1 - \cos \theta)}{m_0 c^2} \right)} \quad (2.4)$$

onde  $m_0 c^2 = 0,511$  MeV e corresponde à energia do electrão em repouso.

O ângulo de dispersão do electrão é expresso por,

$$\cot \theta = \left( 1 + \frac{E_i}{m_0 c^2} \right) \tan \left( \frac{\varphi}{2} \right) \quad (2.5)$$

sendo  $\varphi$  o ângulo do fotão disperso em relação ao incidente e  $\theta$  é o ângulo do electrão ejectado [4].

A probabilidade de ocorrência do efeito de Compton é dada pela secção eficaz.

Segundo Klein e Nishina, essa probabilidade de ocorrência para um determinado átomo de um dado elemento, é proporcional ao seu número atómico  $Z$ .

A secção eficaz diferencial  $d\sigma_c$  por um ângulo sólido  $d\Omega$  e por um electrão, para o efeito de Compton, com um fotão disperso num ângulo  $\varphi$  é dada pela expressão de Klein e Nishina,

$$\frac{d\sigma_c}{d\Omega} = \frac{r_0}{2} \left( \frac{E_i'}{E_i} \right) \left( \frac{E_i}{i'} + \frac{E_i'}{i} - \sin^2 \phi \right) \quad (2.6)$$

onde  $r_0 = \frac{e^2}{m_0 c^2} = 2,818 \times 10^{-13} \text{ cm}$  [1]

O coeficiente de atenuação engloba as perdas de energia dos fotões após o efeito de Compton e ainda as perdas resultantes de fotões que, devido à sua mudança de direcção, saem do feixe [4].

### 2.1.3- Dispersão de Rayleigh (coerente)

Na dispersão de Rayleigh, o fotão é disperso pela acção combinada de todo o átomo, sendo então denominada por dispersão coerente [1].

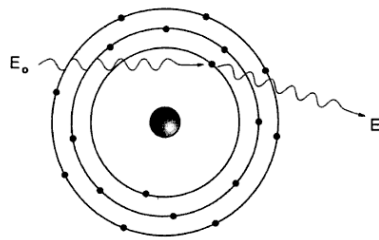


Figura 2.3- Esquema ilustrativo da dispersão de Rayleigh (coerente) [2]

Este processo ocorre principalmente para materiais de  $Z$  elevado e fotões de baixa energia (inferiores a 10 keV) [4].

O fotão mantém praticamente toda a sua energia inicial, sendo somente redireccionado através de um pequeno ângulo (figura 2.3), ocorrendo nesta medida um evento elástico.

Este tipo de interacção não contribui para a dose ou kerma, uma vez que não fornece energia para nenhuma partícula carregada, não produzindo nenhuma excitação ou ionização. Este processo contribui, embora pouco, para o coeficiente de atenuação do feixe colimado. As suas contribuições comparativamente com as outras interacções são muito pequenas.

A secção eficaz diferencial em função do ângulo sólido para a dispersão coerente é dada por:

$$\frac{d\sigma_r}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2(\theta)) [F(\bar{q}, Z)]^2 \quad (\text{cm}^2 \text{sr}^{-1} \text{atom}^{-1}) \quad (2.7)$$

Onde,  $q=2k\sin(\theta/2)$  (com  $k=h\nu/c$ ), é o momento transferido numa colisão com um ângulo de  $\theta$  e  $F(q,Z)$  é o factor de forma atómico. Quando  $\theta \rightarrow 0$ ,  $q \rightarrow 0$  e  $F(q,Z) \rightarrow Z$  [5].

## 2.2 Atenuação dos fótons

### 2.2.1- Curva de atenuação

Quando um feixe de fótons interage com um meio material cede, total ou parcialmente, a sua energia ao material.

Considerando um feixe com fótons de intensidade  $I$ , que se deslocam paralelamente e incidem perpendicularmente num material de espessura  $dx$ , uma variação  $dI$  ( $dI < 0$ ) da intensidade do feixe vai ocorrer devido à sua atenuação, sendo uma parte absorvida ( $-dI_a$ ) e outra parte dispersa ( $-dI_d$ ). Então,

$$-dI = -dI_a - dI_d \quad (2.8)$$

Dividindo por  $I dx$ , obtém-se,

$$\frac{-dI}{I dx} = -\frac{dI_a}{I dx} - \frac{dI_d}{I dx} \quad (2.9)$$

Onde  $\frac{-dI}{I dx} = \mu$  é o coeficiente linear de atenuação, ou seja, a fracção da intensidade do feixe que é atenuada por unidade de espessura do absorvente.

Resolvendo a equação diferencial obteremos a seguinte solução,

$$\frac{-dI}{I dx} = \mu \Leftrightarrow \frac{-dI}{I} = \mu dx \Leftrightarrow I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.10)$$

Em que  $I_0$  é a intensidade do feixe antes de incidir no material. Esta é a equação exponencial de atenuação dos raios X [4].

### 2.2.2- Coeficiente de atenuação

O coeficiente de atenuação  $\mu$  indica a probabilidade de um fóton interagir com a matéria, por unidade de espessura. Quando é dividido pela densidade  $\rho$  do material atenuador, este passa a designar-se por coeficiente mássico de atenuação  $\frac{\mu}{\rho}$ .

Para quantificar a atenuação da radiação nos materiais, independentemente da sua intensidade, em geral é utilizado o coeficiente mássico de atenuação.

Assim, vem que:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_r}{\rho} + \frac{\mu_p}{\rho} + \frac{\mu_c}{\rho} + \frac{\mu_{pp}}{\rho} \quad (2.11)$$

Onde  $\mu_r/\rho$ ,  $\mu_p/\rho$ ,  $\mu_c/\rho$ ,  $\mu_{pp}/\rho$  são respectivamente o coeficiente mássico de atenuação dos efeitos da dispersão de Rayleigh, fotoeléctrico, Compton e produção de pares [1].

Na figura 2.4 pode verificar-se a contribuição de cada um dos processos de interacção (fotoeléctrico, Compton, Rayleigh e produção de pares) para o coeficiente mássico de atenuação no ar.

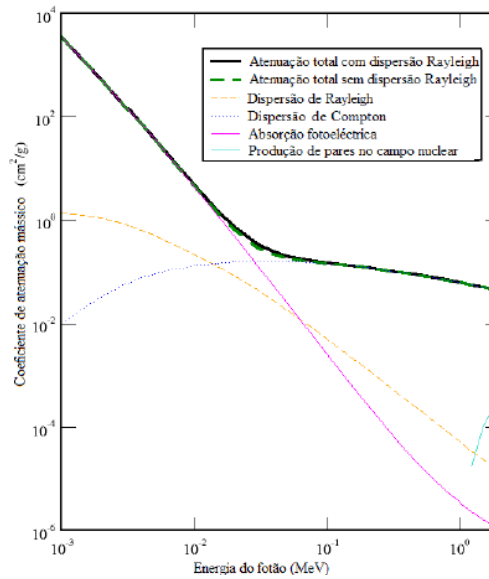


Figura 2.4- Contributo dos diferentes processos de interacção para o coeficiente mássico de atenuação no ar [6]

## 2.3 Espectro de Emissão de Raios X

O espectro de raios X, emitido pela ampola utilizada numa mamografia, depende de vários factores, tais como, a tensão aplicada na ampola, o material do ânodo e o tipo de filtragem. A radiação X apresenta energias entre 10 e 50 keV, no caso particular da mamografia.

Os electrões ao colidirem com o material do ânodo, neste caso o tungsténio, podem interagir com o núcleo dos átomos ou com electrões de camadas mais internas, originando dois tipos de radiação X: *bremsstrahlung* e característica.

### 2.3.1- Espectro característico

Pelo princípio de exclusão de Pauli, num átomo só pode existir um electrão com um dado estado quântico. Se um átomo se encontrar no estado fundamental é de esperar, que os electrões preencham as orbitais permitidas de menor energia.

A camada K, correspondente à de mais baixa energia, pode conter dois electrões representados por  $1s^2$ . A camada L possui quatro orbitais e pode ser preenchida por oito electrões representados por  $2s^2 2p^6$ . A camada M por sua vez tem nove orbitais podendo ser preenchida por 18 electrões numa representação  $3s^2 3p^6 3d^{10}$ . A camada N tem 16 orbitais e pode ser ocupada por 32 electrões representados por  $4s^2 4p^6 4d^{10} 4f^{14}$ .

A descrição da configuração electrónica é feita com base na regra de Hunt, que afirma que numa sub camada, nenhuma orbital pode ser preenchida com um par de electrões, sem que todas as orbitais que a constituem tenham pelo menos um electrão, e no princípio de exclusão de Pauli que refere que uma orbital pode ter um máximo de dois electrões, com spins anti paralelos. Assim, para o caso do tungsténio (material que constitui o ânodo da ampola utilizada), em que  $Z=74$ , a sua configuração electrónica será:  $1s^2, 2s^2, 2p^6, 3s^2, 3p^6, 4s^2, 3d^{10}, 4p^6, 5s^2, 4d^{10}, 5p^6, 4f^{14}, 5d^6$ .

Para que um electrão seja excitado é necessário que receba energia suficiente, para ocupar um nível de energia não preenchido (figura 2.6). Esta energia pode ser apenas de alguns eV, se os electrões pertencerem a camadas externas, mas para camadas mais internas de elementos com Z elevado, como é o caso do tungsténio, a energia necessária para que ocorra essa excitação

será da ordem dos keV. Posteriormente, o estado de energia que fica por ocupar será preenchido devido a transições electrónicas com emissão de fotões.

O espaçamento entre os níveis de energia depende, principalmente, do número quântico principal,  $n$ , ficando menor quando se afasta do núcleo. Logo, a diferença entre as energias das camadas é maior para as camadas K ( $n=1$ ) e L ( $n=2$ ), que são as que apresentam menor energia. Para que ocorra a remoção de um electrão destas camadas, é necessário que seja fornecida energia de ionização que terá valor igual mas simétrico, do respectivo valor da energia de ligação. Quando ocorre ionização com electrões de camadas mais externas, os fotões emitidos são de mais baixa energia (radiação térmica). Para a ionização ou excitação de electrões de camadas interiores, ou seja, mais próximas do núcleo, a energia dos fotões emitidos corresponde a energias da ordem dos keV, podendo situar-se na região dos raios X (figura 2.5).

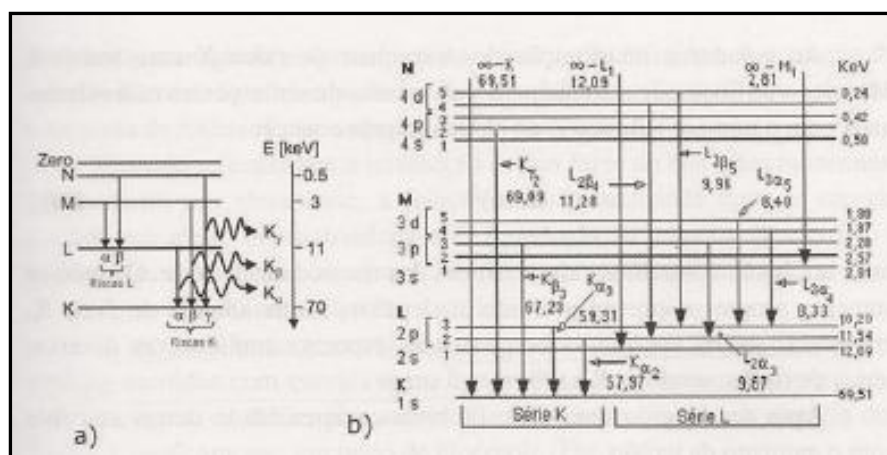


Figura 2.5-Representação esquemática de emissões características das series K e L do tungsténio onde à direita a) tem-se um esquema simplificado enquanto que em b) faz-se referência às camadas com os respectivos números de sub-camadas [4]

Ao aumentar progressivamente a tensão de uma ampola de raios X, é possível verificar que vão surgir séries de riscas, sobrepostas ao espectro contínuo, sendo as K as últimas a aparecer. As emissões de raios X de baixa energia podem ser totalmente absorvidas pela própria ampola.

Uma vez que a energia varia, consoante o material do ânodo e as orbitais envolvidas, a radiação é então designada radiação característica.

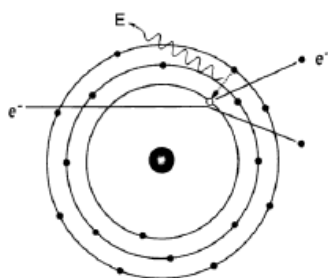


Figura 2.6- Produção de radiação característica onde um electrão incidente provoca a ejeção de um electrão de uma orbital, originando uma vaga que será preenchida por um electrão de uma camada superior [2]

### 2.3.2 Espectro contínuo

O espectro contínuo é observado devido às interacções dos electrões do feixe de radiação, com o núcleo dos átomos do ânodo, resultando em radiação de bremsstrahlung.

Quando é emitido um fóton, o electrão desacelera porque a sua energia cinética vai ser reduzida em proporção com a energia do fóton. Nesta interacção não há conservação da energia cinética total do electrão e do núcleo chamando-se assim interacção inelástica. Se a energia perdida sob a forma de fóton, se encontrar na gama de energias de raios X, é designada por radiação de bremsstrahlung (figura 2.7).

A energia desta radiação varia consoante a energia do fóton, podendo ser muito pequena, caso o electrão perca pouca energia, ou ser igual à energia cinética do electrão, se ocorrer uma colisão directa entre este e o núcleo.

A intensidade da radiação de bremsstrahlung é directamente proporcional, à energia do feixe de electrões e ao número atómico do material do ânodo [7].

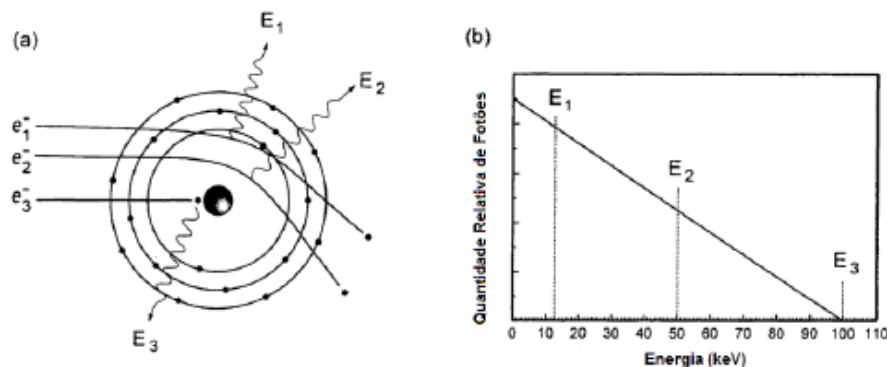


Figura 2.7 - a) Produção de radiação de Bremsstrahlung devido, à desaceleração de electrões na proximidade do núcleo que perdem uma pequena quantidade de energia ( $E_1$ ) em forma de raios X e também, à colisão de electrões directamente com o núcleo podendo emitir raios X com energia ( $E_3$ ) igual à energia cinética do electrão incidente. b) Gráfico da quantidade relativa de fótons em função da energia [2]

Além da radiação de bremsstrahlung, numa maior proporção, ocorre outro tipo de interacção entre os electrões do filamento e o núcleo dos átomos do alvo, não havendo produção de raios X. Esta interacção é elástica e é explicada pela diferença de massas entre o electrão (partícula com carga negativa e pequena massa) e o núcleo (carga positiva e massa muito maior) ser relativamente grande, enquanto que a energia transferida do electrão para o núcleo é proporcionalmente pequena. A probabilidade de ocorrência deste processo aumenta com o número atómico do material do ânodo.

### 2.3.3 Espectro resultante da produção de raios X

O espectro que resulta da produção de raios X encontra-se representado na seguinte figura.

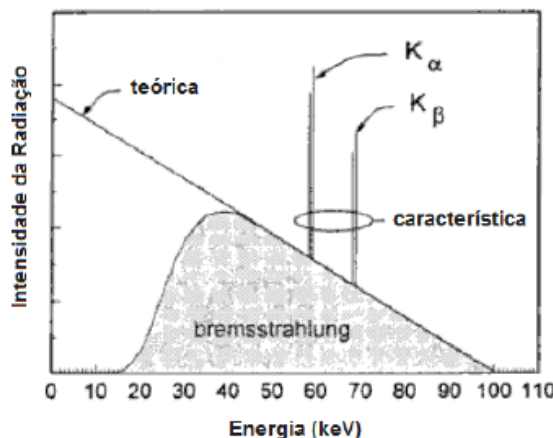


Figura 2.8- Espectro de emissão de raios X [2]

Através da figura 2.8 verifica-se que o espectro teórico difere do espectro real para as baixas energias, uma vez que os fótons de baixas energias são intensamente absorvidos pelo ânodo, ampola e filtros. A parte inicial da curva é então crescente, contrariamente ao indicado no espectro teórico.



### **3. Grandezas radiométricas, dosimétricas e de protecção radiológica**

A radiação ionizante pode originar efeitos prejudiciais à saúde. Esses efeitos são divididos em duas categorias: determinísticos e estocásticos.

Para indivíduos que estejam expostos a doses altas de radiação após um curto período de tempo, são detectados os seus efeitos, tais como náuseas, queimaduras ou até mesmo síndromes mais agudas, detectadas clinicamente. Estes efeitos são designados determinísticos, uma vez que ocorrem sempre que a radiação ultrapassa o limite de dose.

A radiação pode ainda causar efeitos não imediatos, como por exemplo cancro, que apenas se evidenciam tempos mais tarde. Estes efeitos não têm um valor limite, podendo ser originados em toda a gama de doses, apresentando por isso uma natureza aleatória, sendo determinados por efeitos estocásticos. Contudo, apesar de se conhecer a magnitude do incidente, não se consegue prever se os indivíduos vão contrair a doença, nem se a doença foi provocada pela exposição à radiação [8].

Com o aumento da profundidade, a energia média vai diminuindo e verifica-se um maior dano celular perto da superfície de entrada, comparativamente com o restante órgão [9].

Assim, a protecção radiológica tem como principal objectivo a prevenção da ocorrência dos efeitos determinísticos e redução dos efeitos estocásticos.

Organizações internacionais como a Comissão Internacional de Protecção radiológica (ICRP- International Commission on Radiological Protection) e a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU- International Commission on Radiological Units and Measurements), organizaram grandezas e unidades associadas às radiações ionizantes.

Neste capítulo serão abordadas algumas grandezas radiométricas, dosimétricas e de protecção radiológica com particular importância no desenvolvimento deste trabalho.

#### **3.1- Grandezas Radiométricas**

As grandezas radiométricas são definidas para caracterizarem campos de radiação. São exemplos o fluxo, o fluxo de energia, a fluência e a fluência de energia que foram definidas pela Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medições [10].

##### **3.1.1- Fluxo**

O fluxo é definido pelo quociente de  $dN$  por  $dt$ ,

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad [\text{s}^{-1}] \quad (3.1)$$

onde  $dN$  é o número de partículas num determinado intervalo de tempo  $dt$ .

##### **3.1.2- Fluxo de Energia**

O fluxo de energia é definido pelo quociente de  $dR$  por  $dt$ ,

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad [\text{W}] \quad (3.2)$$

onde  $dR$  é o incremento da energia radiante num dado intervalo de tempo  $dt$ .

### **3.1.3- Fluência**

A fluência é definida pelo quociente de  $dN$  por  $da$ ,

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad [\text{m}^{-2}] \quad (3.3)$$

onde  $dN$  é o número de partículas incidentes numa pequena esfera com uma área transversal  $da$ .

### **3.1.4- Fluência de Energia**

A fluência de energia é dada pelo quociente de  $dR$  por  $da$ ,

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad [\text{Jm}^{-2}] \quad (3.4)$$

onde  $dR$  é a energia total transportada pelo número de partículas  $dN$  que incidem numa esfera de área  $da$ .

## **3.2- Grandezas dosimétricas**

As grandezas dosimétricas referem a quantidade de energia que é depositada num dado material, quando há interacção da radiação com a matéria.

Numa primeira etapa, as partículas ionizantes transferem a sua energia para as partículas secundárias ionizantes, que posteriormente vão depositá-la na matéria.

São exemplos de grandezas dosimétricas, a kerma, o kerma à superfície de entrada (ESAK), a energia depositada e a dose absorvida que também foram definidas pela Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medições [10].

### **3.2.1- Kerma**

A kerma é uma grandeza não estocástica que representa a energia cinética libertada num material (Kinetic Energy Released in Material) e é definida pelo quociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ ,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [\text{Jkg}^{-1}] \quad (3.5)$$

onde  $dE_{tr}$  é a energia total das partículas ionizantes iniciais, transferidas para partículas ionizantes secundárias num material de massa  $dm$ . O nome especial da unidade do kerma é o gray (Gy).

### **3.2.2- ESAK- Kerma no ar à superfície de entrada**

O ESAK (Entrance Surface Air Kerma) é definido como o kerma no ponto de intersecção, do feixe de radiação com a superfície de entrada do paciente, excluindo a retrodifusão.

Esta grandeza pode ser obtida directamente mediante o uso de dosímetros termoluminescentes e é expresso em Gy.

### **3.2.3- Energia depositada**

A energia depositada pela radiação ionizante num dado material, de massa  $m$  e volume finito  $V$  é dada por:

$$\bar{E} = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad [J] \quad (3.6)$$

sendo os dois primeiros termos da expressão relativos à energia radiante de todas as partículas sem carga que entram e saem do volume, respectivamente, e os dois termos seguintes relativos por sua vez à energia radiante das partículas carregadas, que entram e saem desse mesmo volume. O último termo é um somatório das transformações de massa em energia (com sinal positivo) e de energia em massa (com sinal negativo) que ocorrem nesse dado volume.

### **3.2.4- Dose absorvida**

A dose absorvida é definida pelo quociente  $d\bar{E}$  por  $dm$ ,

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad [Jkg^{-1}] \quad (3.7)$$

onde  $d\bar{E}$  refere a energia média depositada pela radiação ionizante, na matéria com massa  $dm$ . O nome especial da unidade da dose absorvida é o gray (Gy)

## **3.3- Grandezas de protecção radiológica**

### **3.3.1- Dose equivalente**

A dose equivalente  $H_T$ , num órgão ou tecido  $T$ , exposto num campo de radiação composto por várias radiações é dada por,

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad [Jkg^{-1}] \quad (3.8)$$

onde  $w_R$  é o factor de ponderação da radiação, que depende do tipo de radiação incidente e da sua energia e  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média devida à radiação  $R$  no tecido  $T$ .

O nome especial da unidade da dose equivalente é o sievert (Sv).

Para os fotões, o factor de ponderação da radiação é igual a 1.

### **3.3.2- Dose efectiva**

A dose efectiva é uma grandeza da protecção radiológica, que tem em conta a radiosensibilidade e os factores de risco respectivos a cada órgão e representa uma dose de radiação ionizante. É absorvida pela totalidade do corpo da pessoa irradiada, ajustada para o tipo de irradiação e energia para diferentes sensibilidades dos órgãos e tecidos irradiados. Se apenas uma parte do corpo for irradiada, então a dose efectiva corresponde, à soma das doses equivalentes ponderadas, em todos os órgãos e tecidos irradiados.

O principal objectivo da dosimetria das radiações ionizantes é fornecer quantidades, conceitos, técnicas e processos que especifiquem e determinem uma quantidade de radiação ionizante que seja quantitativamente relacionada, com um dado efeito produzido no sistema biológico.

A dose efectiva  $E$  é a soma das doses equivalentes, ponderadas em todos os órgãos ou tecidos do corpo humano e é dada por,

$$E = \sum w_T H_T \text{ [JKg}^{-1}\text{]} \quad (3.9)$$

onde  $H_T$  é a dose equivalente e  $w_T$  é o factor de ponderação tecidular, ou seja, factor de ponderação que contabiliza o detrimento para os efeitos estocásticos referentes a um dado órgão  $T$ , em fracção do detrimento total para uma irradiação uniforme [4].

O nome especial da unidade da dose efectiva é o sievert (Sv).

Na seguinte tabela estão descritos os valores de  $w_T$ , de acordo com a publicação 60 da ICRP e com a nova revisão efectuada na publicação 103.

**Tabela 3.1- Factores de ponderação  $w_T$  para vários órgãos ou tecidos do corpo humano [11,10]**

Tecido/ órgão	Factores de ponderação do tecido ou órgão $w_T$	
	ICRP 60	ICRP 103
<b>Medula óssea (vermelha)</b>	0,12	0,12
<b>Mama</b>	0,05	0,12
<b>Cólon</b>	0,12	0,12
<b>Pulmão</b>	0,12	0,12
<b>Estômago</b>	0,12	0,12
<b>Bexiga</b>	0,05	0,04
<b>Gónadas</b>	0,20	0,08
<b>Fígado</b>	0,05	0,04
<b>Tiróide</b>	0,05	0,04
<b>Superfície óssea</b>	0,01	0,01
<b>Pele</b>	0,01	0,01

Como se pode verificar na tabela 3.1, com a nova publicação (103) o factor de ponderação da mama foi o único a aumentar, pelo que os restantes se mantiveram ou diminuíram.

Conforme indicado na equação 3.9, a dose efectiva varia directamente com os factores de ponderação. No caso da mamografia é necessário um cuidado acrescido, porque como o factor de ponderação aumentou, ocorre um consequente aumento da dose efectiva e logo uma maior probabilidade de ocorrer algum tipo de dano.

As consequências de uma irradiação devem-se, não só à magnitude da dose, tipo e energia da radiação, distribuição da dose no corpo, como também à distribuição da dose no tempo.

A dose equivalente e a dose efectiva são grandezas utilizadas em protecção radiológica, que proporcionam uma base para estimar a probabilidade de manifestação de efeitos estocásticos, mas apenas para doses absorvidas inferiores ao limiar de dose dos efeitos determinísticos.

## 4. Radiodiagnóstico

### 4.1- Princípios básicos de radiodiagnóstico

Hoje em dia, recorre-se à utilização dos raios X em variados ramos da medicina, para um estudo anatómico do corpo humano. Uma vez que a radiação ionizante pode danificar células e tecidos, a sua utilização deve ser cuidadosa.

Ao longo dos anos, tem-se procurado um aumento da qualidade da imagem, sem diminuição da relação benefício/risco associada à utilização da radiação ionizante (técnicas de radiodiagnóstico).

O radiodiagnóstico, mais especificamente o radiodiagnóstico convencional, foi a primeira tecnologia utilizada para produzir imagens 2D do interior do corpo humano.

Num exame de radiodiagnóstico, o paciente é colocado entre uma fonte de raios X e um detector, de modo a ser irradiado e parte desses raios X vão interagir com os tecidos do corpo humano, através das interacções descritas no capítulo 2, enquanto a restante parte não vai sofrer qualquer tipo de interacção. Este fenómeno está associado ao coeficiente de atenuação dos tecidos, que irá determinar a intensidade do feixe e assim, a qualidade da imagem em tons de cinzento designada por radiografia.

As zonas escuras da radiografia correspondem às zonas atravessadas pelos raios X cujos tecidos apresentam um coeficiente de atenuação baixo, enquanto que as zonas mais claras dizem respeito aos tecidos com coeficientes de atenuação mais elevados. Como as lesões (carcinomas e calcificações) apresentam uma maior densidade que o tecido mamário, vai ocorrer nestas zonas uma maior atenuação, que será evidenciada na radiografia [12].

### 4.2- Mamografia

A mamografia é uma técnica de radiodiagnóstico que contribui para a dose no paciente [13]. Estudos mostram que com a detecção precoce, pode-se diminuir substancialmente a mortalidade devido ao cancro da mama. Para tal, o risco associado ao uso dos sistemas de mamografia, deve ser de longe, compensado pelos benefícios da detecção precoce do cancro.

O grande desafio da mamografia é detectar tumores da mama nos estágios iniciais em mamas radiologicamente densas. Para este tipo de mamas, é necessário aumentar a tensão (kV) e o tempo de exposição (ou mAs), que por sua vez vão levar a um aumento da dose e a uma diminuição do contraste.

Numa mamografia deve-se aproveitar ao máximo a informação dada pela interacção de uma pequena quantidade de energia com o tecido, em geral muito homogéneo.

Como o objectivo é ter um maior contraste numa espessura pequena de tecido mole, é conveniente a utilização de energias baixas, de modo a ocorrer o efeito fotoeléctrico.

Através de vários estudos realizados nesta área, sabe-se que:

- ✓ É difícil separar claramente o tecido fibro-glandular e o tecido tumoral;
- ✓ É no tecido fibro-glandular que se verificam a maioria dos tumores mamários;
- ✓ Na mamografia são visíveis depósitos de cálcio, por vezes, desenvolvidos pelo cancro;
- ✓ A probabilidade de detecção é menor, em mamas muito grandes e muito densas [4].

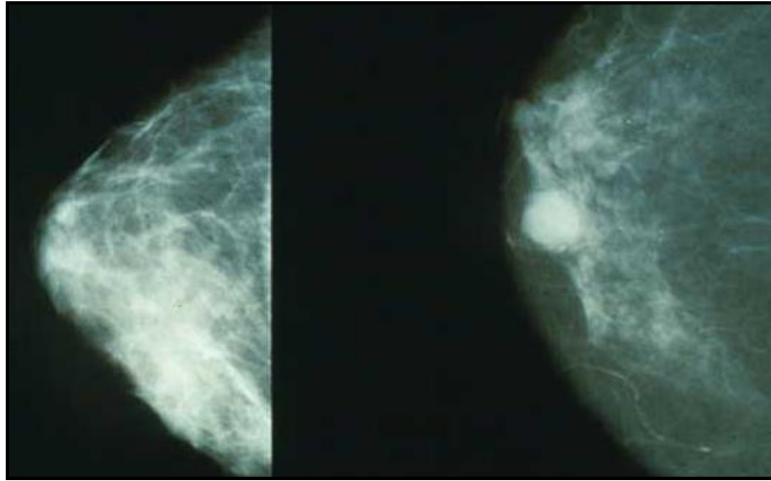


Figura 4.1- Mamografia mostra o seio normal (à direita) e com tumor (à esquerda) [14]

A mamografia pode detectar lesões muito pequenas em mamas adiposas, mas a sua detecção em mamas densas é mais difícil. Por este motivo, estão a ser realizadas investigações no campo da senologia, com o objectivo de detectar cada vez mais cedo um maior número de tumores e lesões, com tamanhos inferiores aos que actualmente são detectados pela mamografia. A ressonância magnética, a mamografia digital, o PET (Positron Emission Tomography), a medicina nuclear convencional e o diagnóstico auxiliado por computador (CAD) são novos métodos que já se encontram disponíveis.

Uma das particularidades da mamografia, que não se verifica regra geral em radiologia, é a utilização quase exclusiva da parte característica, e não da parte contínua, do espectro de raios X emitido pela ampola.

Com a utilização de materiais do ânodo que apresentem riscas do espectro característico próximas dos 20 keV é possível aplicar baixas energias sem obter doses elevadas.

Na mamografia os ânodos mais utilizados são de tungsténio (W), de molibdénio (Mo) e mais recentemente o ródio (Rh), embora este último metal seja muito mais caro que os restantes.

Através de diferentes combinações entre estes ânodos e alguns filtros de alumínio (Al), tungsténio, molibdénio ou de ródio obtém-se, diferentes qualidades de radiação e logo de imagem, para as mesmas energias.

Para tensões de 30 e 50 keV por exemplo, a combinação ânodo/filtro de W/Al apresenta uma energia total muito superior às energias dos espectros de Rh/Rh e de Mo/Mo. No entanto a maior parte da energia emitida, não é eficaz para a obtenção da imagem. Isto deve-se ao facto de energias abaixo dos 15 keV serem maioritariamente absorvidas no tecido e acima dos 25 keV contribuírem para a radiação dispersa devido ao efeito de Compton, havendo assim, uma menor interacção por efeito fotoeléctrico e uma contribuição para a dose absorvida maior.

A combinação Mo/Mo apresenta em certas condições, excelentes características para a mamografia, obtendo o melhor contraste de imagem. Contudo, com a utilização do ródio como material do ânodo, obtém-se uma excelente visualização do tecido glandular, músculo peitoral e tecido subcutâneo e também uma dosimetria mais favorável, para mamas mais espessas ou com maior densidade. Para mamas finas com a utilização de Mo/Mo consegue-se, uma melhor qualidade de imagem do que com Rh/Rh, para doses idênticas [4].

Por tudo isto é necessário ter em atenção cada uma das combinações possíveis, as suas vantagens e desvantagens.

A dose de radiação recebida pelo paciente, depende das dimensões e do tipo de tecido mamário, e pode ser calculada a partir de dois valores medidos, sendo eles, o kerma no ar à

superfície de entrada e o valor de espessura semi redutora (HVL). O HVL é a espessura semi redutora e corresponde à espessura de alumínio necessária para reduzir a exposição do feixe de radiação para metade. Segundo os dados publicados em 1997 pela International Electrotechnical Commission, os valores de HVL para a mamografia, não devem exceder, mais de 5% o intervalo entre 0,25 e 1 mm Al [15].

#### 4.2.1- Dose Média Glandular, AGD

Um dos parâmetros críticos no procedimento da mamografia é, minimizar a dose enquanto a qualidade da imagem se mantém adequada ao diagnóstico.

Determinações exactas de dose, efectuadas em laboratórios de referência, requerem a realização das medições com instrumentos calibrados em feixes de raios X, usados na mamografia [16].

As doses de radiação devido aos exames de mamografia dependem de várias condições operacionais, que incluem o tipo de unidade de raios X (combinações de ânodos e filtros), parâmetros técnicos (corrente e tensão), qualidade dos feixes (HVL e coeficiente de homogeneidade), factores de geometria (distância câmara-foco) e ainda o tipo de receptor de imagem (combinação filme + ecrã) [15].

A dose média absorvida no tecido glandular, numa mama uniforme comprimida (50% tecido adiposo e 50% tecido glandular) é designada pelo AGD (Average Glandular Dose) [17].

Esta grandeza é o principal indicador na dosimetria da mama, uma vez que é o principal indicador de risco da carcinogénese [18].

Para se obter a dose média glandular, uma vez que não é medida directamente, é necessário calcular grandezas dosimétricas mensuráveis à superfície da mama, tal como o kerma [19].

A dose média glandular é calculada a partir da expressão,

$$AGD = \sum_i g_i E S A K_i (kV, mAs, x) \quad [mGy] \quad (4.1)$$

onde  $i$  corresponde ao número de incidências realizadas,  $g$  é o factor de conversão que depende da qualidade do feixe de radiação (kV e HVL), do material do ânodo/filtro, da espessura da mama comprimida e da sua composição e  $ESAK$  é definido como o kerma no ar à superfície de entrada, excluindo a radiação de retrodifusão [20].

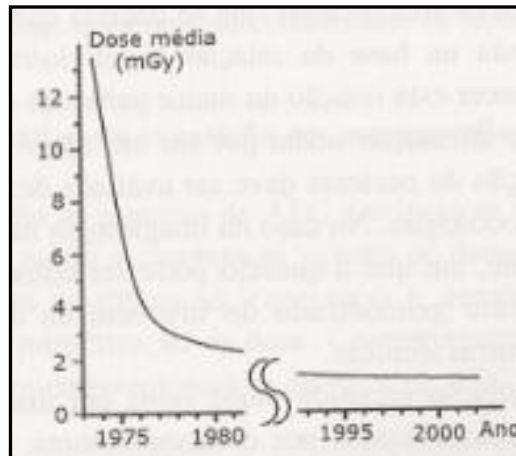
O factor  $g$ , segundo o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia, apresenta os valores representados na seguinte tabela, para as diferentes espessuras da mama.

Tabela 4.1- Factores de conversão  $g$ , para diferentes espessuras de mama comprimidas, utilizado no cálculo do AGD [21]

HVL (mm Al)	Espessura da mama comprimida (mm)					
	30	40	50	60	70	80
0,25	0,234	0,174	0,137	0,112	0,094	0,081
0,30	0,274	0,207	0,164	0,135	0,114	0,098
0,35	0,309	0,235	0,187	0,154	0,130	0,112
0,40	0,342	0,261	0,209	0,172	0,145	0,126
0,45	0,374	0,289	0,232	0,192	0,163	0,140
0,50	0,406	0,318	0,258	0,214	0,177	0,154
0,55	0,437	0,346	0,287	0,236	0,202	0,175
0,60	0,466	0,374	0,310	0,261	0,224	0,195
0,65	0,491	0,399	0,332	0,282	0,244	0,212

A dose, quando é calculada à superfície da mama, não é um bom indicador do risco, uma vez que diminui com a profundidade do tecido. Esta grandeza é dependente da distância foco-detector, da qualidade do feixe e da composição do tecido. A dose à superfície da mama pode variar entre 1 a 17% em relação à dose de saída, dependendo do tipo da mama e da energia da radiação.

Desde o início da década de 70, o valor da dose tem vindo a decrescer, devido à adopção da mamografia com filme + ecrã, como sendo a técnica radiológica convencional mais sofisticada. Actualmente, conseguem-se exames com excelente contraste e resolução com doses de cerca dos 0,2 mGy em cada mama [4].



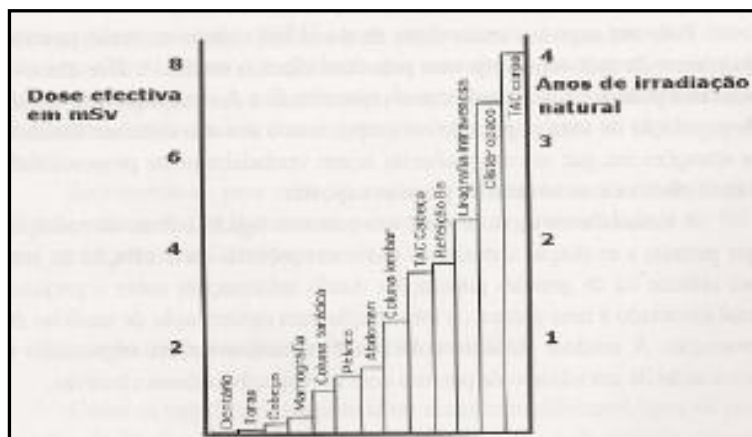
**Figura 4.2- Evolução da dose em mamografia desde o seu começo [4]**

Na França, em 2007, estudos revelaram que a mamografia correspondia a 3,7% da dose total recebida pela população, devido a exames de radiologia convencional [22].

Segundo *K.A. Hatziiioannou et al*, a AGD contribui com mais de 98% para a dose efectiva, enquanto que as doses da tiróide e da medula óssea (do externo) contribuem com apenas 0,8% e 0,3%, respectivamente. Numa boa aproximação, pode-se considerar a dose efectiva para a mamografia como o produto entre a AGD e o factor de ponderação tecidual da mama  $w_T$  [17].

$$E = AGD \cdot w_T \quad [\text{mSv}] \quad (4.2)$$

A mamografia é, pois, dos exames radiológicos que apresenta uma dose efectiva menor, no entanto é necessário trabalhar no âmbito da relação benefício/risco ser sempre a maior possível.



**Figura 4.3- Dose efectiva e equivalência em anos de irradiação natural para alguns exames radiológicos [4].**



Através da figura anterior, verifica-se que existem exames radiológicos que equivalem a aproximadamente quatro anos de irradiação natural, enquanto outros como é o caso da mamografia equivalem apenas a semanas.

Através da tabela 3.1 é possível verificar que de 1990 (ICRP 60) para 2007 (ICRP 103), alguns factores de ponderação tecidual sofreram alterações. Para as gónadas e o fígado por exemplo, estes factores diminuíram, enquanto que houve um aumento no caso particular da mama.

Devido ao aumento do factor de ponderação da mama, houve um consequente aumento da dose efectiva e da probabilidade de ocorrência de dano, logo é necessário ter mais cuidado com a incidência de radiação neste tecido. Foi gerada uma grande polémica devido a esta situação, porque muitas mulheres foram submetidas a rastreios pensando que as doses efectivas da mamografia eram mais baixas.

Existem dois enquadramentos possíveis para a mamografia: rastreio e diagnóstico. O rastreio é realizado em mulheres sem sintomas aparentes de cancro e a sua finalidade é identificar anormalidades antes de estas serem detectadas pelo auto exame ou por outros sistemas de estudo do seio. Através de uma melhoria na detectabilidade, verifica-se uma diminuição do número de biopsias, de cirurgias invasivas e de dias de internamento [4].

Apesar de constataremos que o exame de rastreio é bastante importante do ponto de vista em que permite uma melhoria na detectabilidade, é necessário não esquecer que uma grande parte da população é submetida a este exame, entre as quais muitas mulheres saudáveis, que são irradiadas com certas doses onde existe um factor de risco associado.

Este risco, que em alguns casos é associado à indução de tumores, terá de ser largamente inferior ao benefício inerente à realização do exame ao permitir detectar tumores, numa fase inicial, possibilitando aos pacientes um tratamento imediato.

São por estes motivos que a relação benefício/risco deve estar sempre presente aquando da realização deste tipo de exames.

Embora a protecção radiológica seja um tema muito complexo e que sai do âmbito desta dissertação, tentou-se perceber um pouco em termos práticos, esta relação benefício/risco para uma determinada população que se submete a uma mamografia.

O ICRP 103 faz referência aos coeficientes nominais de risco de efeitos estocásticos. Foram descritos os modelos utilizados para estimar o risco de vida para populações asiáticas e euro-americanas com idades de exposição entre 0 e 85 anos, com intervalos de 5 anos. Na publicação 60 do ICRP, estes coeficientes nominais de risco foram calculados com base na mortalidade enquanto nesta nova publicação (103), os riscos estimados foram baseados principalmente em dados incidentes. A razão para tal mudança, deve-se ao facto dos dados incidentes disponibilizarem uma mais completa descrição do peso do cancro que os dados da mortalidade, principalmente para cancros com uma elevada taxa de sobrevivência.

Os coeficientes de risco foram desenvolvidos para 12 tecidos e órgãos, com o objectivo de compilar valores para populações representativas em diferentes partes do mundo.

Na tabela seguinte são descritos os valores dos coeficientes nominais de probabilidade de efeitos estocásticos publicados pelo ICRP 103.

Tabela 4.2- Detrimento ajustado aos coeficientes nominais de risco para cancro e efeitos hereditários ( $10^{-2}/Sv$ )

População exposta	Cancro		Efeitos hereditários		Total	
	ICRP 103	ICRP 60	ICRP 103	ICRP 60	ICRP 103	ICRP 60
População em geral	5.5	6.0	0.2	1.3	5.7	7.3
Adultos	4.1	4.8	0.1	0.8	4.2	5.6

Pela tabela 4.2 verifica-se que a probabilidade de ocorrerem efeitos estocásticos para a população em geral é de 0,057/Sv, enquanto que para os adultos (18-64 anos) é de 0,042/Sv.

Uma vez que não há nenhuma publicação sobre o número de pessoas submetidas ao exame de rastreio, considera-se que por ano em Portugal, um milhão de pessoas (adultos) são sujeitas a uma mamografia de rastreio, efectuada nas melhores condições com duas exposições em cada seio, cuja dose efectiva é cerca de 0,16mSv.

Segundo os dados que constam na tabela anterior, aproximadamente sete dessas pessoas correm o risco de contrair cancro devido à sua exposição à radiação.

$$4,1 \times 10^{-2} \text{ \_\_\_\_\_\_ } 1\text{Sv}$$

$$x \text{ \_\_\_\_\_\_ } 1,6 \times 10^{-4}\text{Sv} \quad x = 6,56 \times 10^{-6}$$

$$6,56 \times 10^{-6} \times 1 \times 10^6 \approx 7 \text{ pessoas}$$

Sabendo que para esta população, o risco é de sete pessoas contraírem o cancro então o benefício inerente ao exame de rastreio terá de ser muito superior, para que a sua realização se justifique.

## 5. Materiais e Métodos

### 5.1- Equipamento para a produção e detecção de raios X

Na produção e detecção de raios X, é necessário ter em conta o tipo de ampola utilizada, o espectro de emissão obtido e a câmara de ionização.

#### 5.1.1- Ampola de raios X

A ampola de raios X é um tubo constituído por um cátodo e por um ânodo, em vácuo onde são produzidos os raios X.

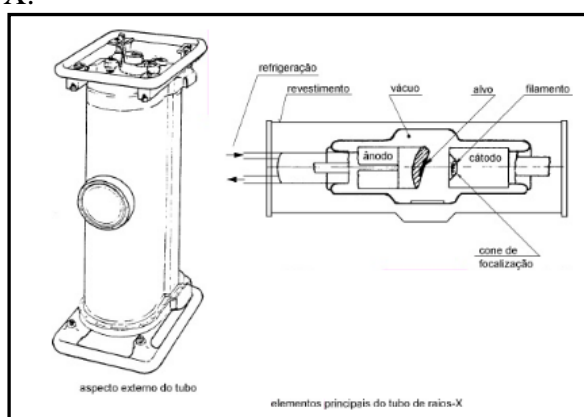


Figura 5.1- Esquema ilustrativo de uma ampola de raios X [14]

Os electrões necessários à produção dos raios X, vão ser produzidos no cátodo e direccionados para o ânodo.

A corrente eléctrica aplicada ao pequeno filamento, no cátodo, vai aquecer esse mesmo filamento devido à resistência eléctrica e num processo designado por emissão termiónica, vai libertar electrões. É escolhido o tungsténio como material constituinte deste filamento, uma vez que é um material com um ponto de fusão elevado ( $3370^{\circ}\text{C}$ ), para suportar as temperaturas, e uma alta densidade que significa um grande número de átomos para colisão. A corrente que é aplicada neste filamento, vai definir o número de electrões que vão ser libertados. Estes electrões vão ser direccionados do cátodo (tensão negativa) para o ânodo (tensão positiva), devido a um potencial eléctrico aplicado no tubo. Quando estes atingem o ânodo, interagem, neste caso, com os átomos de tungsténio e libertam energia cinética, dando ou não origem à produção de raios X.

As ampolas diferenciam-se umas das outras, sobretudo devido ao material que constitui o ânodo de cada uma delas. Este material tem de apresentar um elevado número atómico, de modo a aumentar a probabilidade de produção de raios X, sendo também capaz de suportar temperaturas elevadas, devido à dissipação de calor.

O vácuo em que se encontra o tubo, é importante do ponto de vista físico, uma vez que evita a oxidação dos elementos e proporciona um isolamento eléctrico, evitando assim uma descarga entre os eléctrodos.

Devido às altas temperaturas envolvidas em todo o processo da produção dos raios X, é necessário um sistema de refrigeração que evite danos nos componentes da ampola. Para tal, é utilizado um fluído refrigerante, geralmente a água, que circula no interior do ânodo, uma vez

que este gera grande parte do calor quando recebe os electrões e, consequentemente, produz os raios X.

Todo este equipamento tem um revestimento de chumbo, cujo objectivo é reduzir a intensidade de radiação dispersa, com apenas uma abertura por onde saem os raios X [4].

A ampola de raios X utilizada na realização deste trabalho experimental, foi da marca Philips, modelo MCN165.

### **5.1.1.1- Factores que influenciam o espectro de emissão**

Existem vários factores que influenciam o espectro de emissão, sendo de referir a corrente e o potencial na ampola, o material do ânodo e a filtração utilizada. Os gráficos referentes a cada uma destas variações encontram-se no anexo I.

#### **5.1.1.1.1- Corrente na ampola**

Uma vez que a corrente afecta o número de partículas emitido pelo filamento de tungsténio, ou seja, a intensidade do feixe de radiação, permanecendo todos os outros parâmetros inalterados, com o aumento da corrente ocorrerá um aumento da intensidade do feixe. Isto deve-se ao facto de, ao aumentar a corrente haver um maior número de electrões produzidos no tubo e, consequentemente, um aumento do número de fotões produzidos para cada energia. Pode-se então afirmar que, a intensidade do feixe de radiação é directamente proporcional à corrente aplicada na ampola [4].

#### **5.1.1.1.2- Tensão da ampola**

A tensão da ampola influencia a força de atracção electrostática e portanto a aceleração dos electrões, existentes entre o filamento de tungsténio e o ânodo. Assim com um aumento da tensão, a energia cinética dos electrões aumenta e a probabilidade de produção de radiação de bremsstrahlung também aumenta. Este aumento vai provocar um aumento da energia máxima e média do feixe de radiação, sendo possível verificar radiação característica que a potenciais mais baixos não era possível.

A tensão da ampola afecta então a qualidade do feixe, uma vez que está relacionada com a energia média dos fotões e com a intensidade do feixe que é proporcional ao quadrado do potencial [4].

#### **5.1.1.1.3- Material do ânodo**

O material do ânodo influencia também o espectro de emissão, porque quanto maior for o seu número atómico, maior é a força de atracção do núcleo. Aumentando a força de atracção do núcleo, a probabilidade de produção de radiação de bremsstrahlung aumenta, e há um consequente aumento da intensidade do feixe, apesar das energias máximas e mínimas permanecerem inalteradas. Uma vez que a radiação característica é específica para cada material, ao mudarmos o material do ânodo, além de afectar a radiação de bremsstrahlung, afecta também a radiação característica.

O material do ânodo da ampola utilizada no trabalho, é o tungsténio e tem um ângulo de inclinação igual ou superior a 20° com a direcção dos electrões [4].

#### 5.1.1.1.4- Filtração

Um equipamento de raios X é constituído por dois tipos de filtração: inerente e adicional. Podendo ser considerados ainda outros dois tipos de filtração, auxiliar e adicionada.

A **filtração inerente** é composta pelos vários elementos do tubo de raios X que filtram o feixe desde que sai do ânodo. A janela, o óleo de arrefecimento que envolve o tubo entre outros, constituem esta filtração, que é definida em milímetros de alumínio equivalentes, ou seja, a espessura de alumínio necessária para atenuar na mesma proporção o feixe de raios X.

Uma vez que com o passar do tempo, a ampola de raios X apresenta desgastes e a sua filtração inerente pode variar, são então aconselháveis verificações periódicas ao equipamento, de forma a garantir que esta filtração não exceda os 3,5 mm de alumínio equivalentes.

Trabalhos recentes demonstram que a filtração inerente da ampola utilizada é de 0,09 mm de alumínio [3].

A **filtração adicional** é definida como a espessura necessária para que o valor do primeiro HVL para qualidades de radiação com potenciais superiores a 30 kV, se encontre dentro do intervalo de incerteza de 5% [23].

A **filtração auxiliar** é constituída por placas atenuadoras de alumínio com diferentes espessuras. Estas placas apresentam 99,9% de pureza.

Por último, a **filtração adicionada** tem como objectivo simular o paciente para uma caracterização de uma dada qualidade de radiação. Trata-se de uma filtração de espessura fixa, para cada qualidade de radiação.

O feixe, ao atravessar estas espessuras, vai ficar mais atenuado, uma vez que alguns dos seus fotões vão ser absorvidos ou dispersos. Como a intensidade do feixe vai diminuir principalmente nas baixas energias e uma vez que os fotões de baixa energia não têm grande importância no diagnóstico, vai melhorar a relação benefício/risco [4].

#### 5.1.1.2- Efeito anódico

A radiação X que é produzida, é devida à interacção dos electrões do feixe com o núcleo ou com os electrões das camadas K ou L, do átomo de tungsténio, e corresponde apenas a 1% da energia cinética total dos electrões.

Esta radiação é emitida com uma distribuição angular que é dependente da energia dos electrões. Quando estes apresentam baixas energias, a direcção dos fotões emitidos é normal à direcção dos electrões, mas com o aumento da sua energia, a direcção dos fotões emitidos tende a igualar a direcção dos electrões.

Em radiodiagnóstico, onde o intervalo de energias é baixa, os fotões são emitidos num ângulo normal ao feixe de electrões. Apesar de tudo, a inclinação do ânodo pode variar a intensidade da emissão dos fotões nas diferentes direcções.

O ânodo apresenta um ângulo de inclinação que pode variar de ampola para ampola.

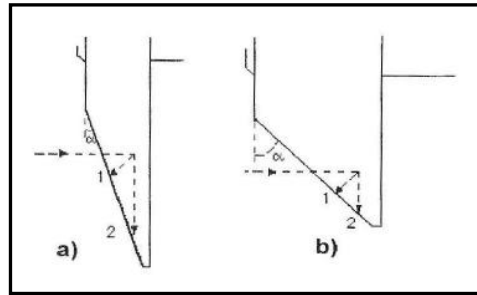


Figura 5.2- Percurso dos raios X produzidos no ânodo para a) grandes inclinações e b) pequenas inclinações [4].

No caso particular das ampolas de radiodiagnóstico, a profundidade a que ocorrem as interações dos electrões acelerados com os átomos de tungsténio, são da ordem dos  $\mu\text{m}$ .

Com uma análise à figura anterior, verifica-se que os raios X podem ser produzidos a diferentes profundidades do material do ânodo. Uma vez que, a espessura que vão atravessar é dependente da profundidade à qual são produzidos e da direcção em que são emitidos, para ânodos com maior inclinação, esquema a), os fotões têm que percorrer uma espessura de tungsténio maior, logo os fotões menos energéticos vão ser mais absorvidos e o feixe de radiação fica mais endurecido.

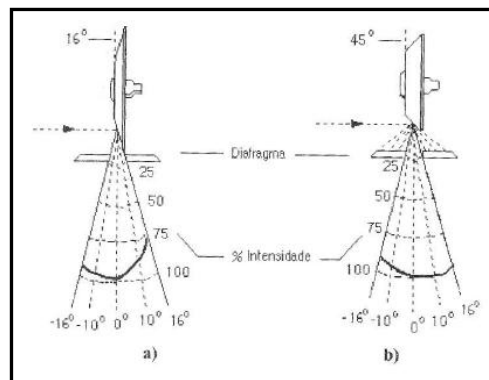


Figura 5.3- Distribuição angular da intensidade do feixe de raios X à saída da ampola para ânodos com a) grande inclinação e b) pequena inclinação [4]

Recorrendo à figura 5.3, pode-se afirmar que quando os fotões percorrem grandes espessuras de tungsténio, caso a), ocorre uma diminuição da intensidade nos ângulos positivos, predominando então a inclinação do ânodo em relação à distribuição angular da intensidade. A esta ocorrência dá-se o nome de efeito anódico.

O mesmo não se verifica em b), onde a distribuição angular pode prevalecer em relação à inclinação do ânodo, uma vez que os caminhos percorridos pelos fotões são menores e relativamente iguais. Neste caso, para ângulos negativos, ocorre uma diminuição da intensidade do feixe [4].

### 5.1.2- Câmara de ionização

A câmara de ionização geralmente utilizada em radiodiagnóstico é um detector gasoso, que contém um gás ou uma mistura de gases e dois eléctrodos entre os quais é aplicada uma diferença de potencial.

Quando o feixe de radiação atravessa o espaço entre estes eléctrodos, ioniza o gás e os iões produzidos vão ser deslocados para os eléctrodos com polaridade oposta. Através desta

ionização vai ser gerada uma corrente eléctrica que é medida com a utilização do electrómetro.

A superfície de entrada do volume sensível do detector, deve ser suficientemente pequena para que o feixe de radiação consiga irradiar toda esta zona. Este deve possuir um intervalo de funcionamento de modo a que continue a fazer medições, quando são aplicados filtros ou fantasmas descritos pela norma.

Existe uma grande variedade de câmaras de ionização com diferentes formas e tamanhos.

No âmbito da caracterização das qualidades de radiação, utilizou-se uma câmara de ionização cilíndrica da marca PTW, modelo 23331 com  $1\text{ cm}^3$  de volume. Esta câmara foi ligada a um electrómetro e fonte de tensão da marca PTW, modelo IQ4, através de um cabo triaxial com terminais também PTW. O electrómetro fornecia à câmara de ionização, uma tensão de + 500 V e utilizava um condensador de 1001 pF.

Para a realização do estudo dosimétrico, utilizou-se outra câmara de ionização NE2536/3A que possuía um certificado de calibração. Esta foi então ligada a um electrómetro da marca PTW, modelo UNIDOS, no qual foi aplicada uma tensão de +400 V.

Utilizou-se ainda uma câmara de ionização de placas paralelas, para monitorizar a radiação. Essa câmara é designada por câmara monitor e tem como principal objectivo minimizar a influência das variações devidas a pequenas flutuações na corrente no filamento ou no potencial da ampola dos raios X.

A câmara monitor utilizada é da marca PTW, modelo 7861, e também estava ligada ao electrómetro da marca PTW, modelo IQ4, que lhe fornecia uma tensão de +500 V, e utilizava um condensador de 9,88 nF.

## 5.2- Método de Simulação em Monte Carlo

O estudo por simulação apresenta vantagens em relação a estudos experimentais, porque torna-se mais fácil alterar parâmetros verificando a sua influência no sistema em estudo. Além disso, é possível o estudo de parâmetros que não são possíveis de medir experimentalmente, como por exemplo, a separação da componente de radiação dispersa e não dispersa emitida por uma fonte [24].

As técnicas Monte Carlo têm como objectivo, simular um sistema físico com origem numa base numérica de variáveis aleatórias que obedeçam a uma função de distribuição de probabilidade (pdf) específica, e realizar os cálculos necessários para descrever a evolução do sistema. Este método é de natureza estocástica.

Através da simulação consegue-se reproduzir o comportamento dos sistemas reais, de forma mais rigorosa possível, usando distribuições de probabilidades conhecidas. Actualmente, esta é uma ferramenta muito importante e eficaz na física das radiações.

Ao simularmos um evento, o programa vai realizar a ‘história’ de cada partícula, ou seja, vai segui-la desde que esta sai da fonte até deixar o sistema. O utilizador é que define o número de ‘histórias’ que deseja simular. Depois de todo o evento estar concluído, os processos relativos a cada uma das partículas vão ser registados.

As grandezas que foram calculadas no âmbito deste trabalho foram o fluxo e o kerma no ar.

Existe uma série de códigos de Monte Carlo. Para o desenvolvimento deste projecto, trabalhou-se com um dos mais utilizados na simulação do transporte de partículas. Este código simula fótons num intervalo de energias compreendido entre 1 keV e 1 GeV, e ainda muitas outras partículas como electrões, neutrões, prótons, etc.

Neste trabalho, estudou-se a física subjacente ao transporte dos fotões e calcularam-se os valores das grandezas mencionadas anteriormente. Os electrões gerados no processo físico não são transportados, sendo a sua energia depositada localmente.

### 5.2.1- Transporte de fotões

O transporte dos fotões pode ser descrito em quatro passos essenciais desde a sua emissão da fonte até ao seu ‘desaparecimento’.

- ✓ Através da secção eficaz do fotão, o código faz uma escolha aleatória da distância à interacção seguinte;
- ✓ O fotão é transportado então para o local de interacção, de acordo com as limitações geométricas de cada célula e material, definido *à priori* pelo utilizador;
- ✓ Ocorre selecção do tipo de interacção, que um fotão sofre depois de percorrer uma dada distância, de acordo com a secção eficaz total;
- ✓ Escolha aleatória do resultado da interacção, em termos de ângulo de dispersão e de energia, de acordo com a secção eficaz diferencial do fotão no mecanismo de interacção anteriormente estabelecido. É através da relação energia-ângulo de dispersão que se obtém a energia [25].

### 5.2.2- Construção do ficheiro de entrada

Para iniciar uma simulação é necessário definir, previamente, um ficheiro de entrada que contenha toda a informação necessária para o processo que se pretende desenvolver.

Este ficheiro é constituído por três partes:

- ✓ Definição de células;
- ✓ Definição de superfícies;
- ✓ Informação relativa aos materiais das superfícies, modo de transporte, fonte e registos.

A geometria é definida por volumes (células) e superfícies. Estes volumes resultam de uniões e intersecções de diversas formas geométricas como por exemplo planos, esferas e cilindros [20].

O código de Monte Carlo estima um determinado tipo de grandeza (fluxo de partículas, energia depositada, etc), ou seja, fornece a informação que se pretende retirar da simulação efectuada e que aparece nos ficheiros de saída. Os resultados são referentes a cada partícula.

O ficheiro de saída mostra os valores que o código através de expressões mais simples estima para cada uma das grandezas (neste caso fluxo e kerma).



## 6. Normas e qualidades de radiação

Neste trabalho, recorreu-se à norma internacional IEC 61267: Medical diagnostic X-Ray equipment- Radiation conditions for use in the determination of characteristics, que trata da caracterização das qualidades de radiação para o radiodiagnóstico. Esta norma além de referenciar os parâmetros que permitem caracterizar as qualidades de radiação, especifica também as características do equipamento, como o procedimento que deve ser realizado para uma correcta caracterização das qualidades de radiação.

No entanto, esta norma apenas faz referência às qualidades de radiação em que é utilizada uma ampola com ânodo de molibdénio. Como este trabalho consiste na caracterização das qualidades de radiação de uma ampola de raios X com ânodo de tungsténio, a norma só foi utilizada para definir a uniformidade do campo.

Devido à falta de norma referente ao ânodo de tungsténio, todas as qualidades de radiação caracterizadas ao longo deste trabalho, foram comparadas com valores publicados por outros laboratórios de metrologia de referência, tais como o PTB (Physikalisch – Technische Bundesanstalt) e o IRD (Instituto de Radioprotecção e dosimetria). Estas comparações foram feitas também com o BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) que é a organização que zela pela rastreabilidade das medidas.

### 6.1- Parâmetros utilizados na caracterização das qualidades de radiação

Na caracterização das qualidades de radiação, produzidas por um determinado equipamento de raios X, é necessário determinar a curva de atenuação para se obter a espessura semi-redutora (HVL) e o coeficiente de homogeneidade.

Cada qualidade de radiação tem uma curva de atenuação específica, que é obtida devido às placas atenuadoras de alumínio, colocados num ponto equidistante do foco da ampola de raios X e do detector. É através desta curva que se retira os dados relativos aos restantes parâmetros mencionados [26].

A **espessura semi-redutora** é a espessura necessária para atenuar o feixe de radiação para metade do seu valor inicial. Pode ser expresso em milímetros de alumínio ou de cobre e descreve a capacidade de penetração do feixe de fotões.

O **coeficiente de homogeneidade h**, é dado pela razão entre o primeiro e o segundo valores do HVL, sendo o valor relativo ao 2ºHVL dado pela espessura necessária para atenuar o feixe de raios X para 25% do valor inicial.

$$h = \frac{1^{\circ} HVL}{2^{\circ} HVL} \quad (6.1)$$

Este coeficiente toma o valor 1 para radiações monoenergéticas [27].

## **6.2- Procedimentos para caracterizar as qualidades de radiação**

### **6.2.1- Caracterização do perfil de campo**

É necessário verificar se o feixe de radiação tem a dimensão do campo, de acordo com o tabelado no certificado de calibração da câmara de ionização que se vai utilizar, se é homogêneo e uniforme.

O campo é **uniforme** se, os valores medidos em cada ponto não variarem mais de 5%, ou seja se apresentar um patamar ao longo de toda a sua dimensão. Se este patamar se verificar em ambos os eixos, vertical e horizontal, o campo é então **homogêneo**.

De acordo com a uniformidade e homogeneidade do campo, a distribuição espacial dos raios X depende do ângulo do ânodo [15].

### **6.2.2- Caracterização das qualidades de radiação**

A caracterização das qualidades de radiação como já foi referido, foi feita de acordo com os parâmetros publicados por laboratórios de metrologia de referência. Os valores encontrados de cada uma das qualidades de radiação caracterizadas experimentalmente, foram comparados com os valores disponíveis, dos laboratórios de referência, permitindo uma validação das medidas.

## 7. Caracterização das qualidades de radiação

### 7.1- Resultados Experimentais

As medições experimentais, apresentadas neste projecto, realizaram-se no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) no Instituto Tecnológico e Nuclear (ITN).

Começou-se por caracterizar algumas qualidades de radiação que constam na literatura, de modo a poder-se fazer uma posterior comparação.

Depois destas qualidades de radiação estarem caracterizadas, efectuou-se a dosimetria para duas delas, cujo valor do HVL estava dentro do intervalo aceite tanto para a câmara de ionização utilizada como para a mamografia.

#### 7.1.1- Caracterização do perfil do campo de radiação

A caracterização do perfil do campo de radiação consiste na medição da dimensão do campo a uma determinada distância do foco da ampola e ainda da determinação da sua homogeneidade e uniformidade.

O procedimento experimental utilizado está esquematizado na figura 7.1.

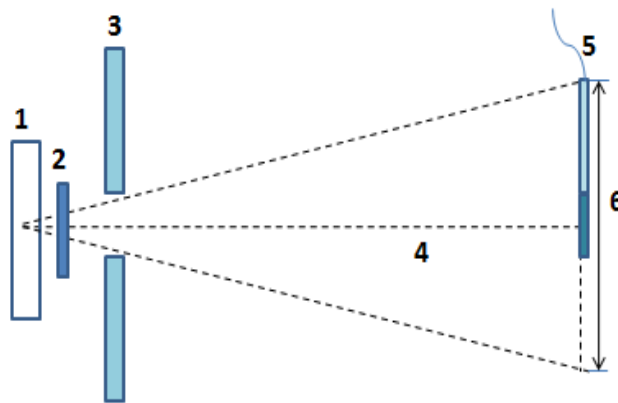


Figura 7.1- Esquema da montagem experimental utilizada para a medição do perfil do campo de radiação, onde 1) ampola de raios X; 2) obturador; 3) colimador de chumbo com 1,5 cm de diâmetro; 4) eixo do feixe de radiação, 5) câmara de ionização posicionada NE2536/3A a 70 cm da ampola; 6) dimensão do feixe de radiação

Para determinar a dimensão do campo de radiação realizaram-se várias medições, ao longo dos eixos vertical e horizontal, com a câmara de ionização a 70 cm do foco. Estas medições foram efectuadas a cinco distâncias consecutivas, de 10 cm cada.

Começou-se então, por colocar a câmara de ionização centrada no eixo horizontal mas fora do alcance do campo de radiação. Para cada nova posição, efectuaram-se 3 medições com a câmara de ionização.

Como as leituras dos dosímetros referem-se a condições de referência quanto à temperatura e pressão atmosférica, quando se trabalha com câmaras de ionização abertas (como é o caso da NE2523/3A) é necessário ter em conta os desvios que ocorrem nestas condições de

referência[26]. Para tal cada uma das medições realizadas foi multiplicada pelo factor de correcção da pressão e da temperatura  $C_{PT}$ .

Este factor de correcção é dado pela seguinte expressão:

$$C_{PT} = \frac{273,15+T}{293,15} \times \frac{1013,25}{P} \quad (7.1)$$

em que T é a temperatura em graus célsius, sendo 293,15 K o correspondente a 20°C e P é a pressão absoluta do ar em hPa, sendo 1013,25 hPa a pressão atmosférica.

Na figura 7.2 representa-se os valores normalizados da carga em função da posição da câmara de ionização.

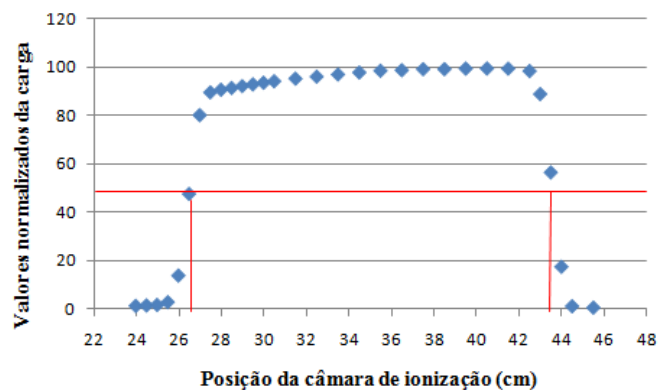


Figura 7.2- Perfil de campo, segundo o eixo horizontal quando a montagem experimental segue o esquema da figura 7.1

A dimensão do campo de radiação é definida pelos limites do mesmo, cuja intensidade seja igual a 50% da intensidade máxima do feixe de radiação [28]. Verifica-se através da figura 7.2 que a dimensão do campo de radiação é então de aproximadamente 17 cm, no entanto o certificado de calibração da câmara de ionização utilizada, da marca PTW modelo NE2536/3A- R171561, refere que para a distância foco-detector utilizada, o campo de radiação deverá apresentar uma dimensão de 10,5cm.

Através do gráfico, é ainda possível verificar que a distribuição angular da intensidade do feixe à saída não é uniforme, uma vez que apresenta um aumento significativo da intensidade dos raios X emitidos para ângulos negativos. Este facto está associado ao efeito anódico como já foi referido no capítulo 5.

Para atenuar o efeito anódico, aplicou-se uma filtração, que neste caso foi de 0,06 mm de molibdénio, entre o obturador e o colimador. Além disso, efectuaram-se os cálculos necessários para a construção de um novo colimador, fazendo com que a dimensão do campo esteja de acordo com a estabelecida no certificado de calibração da câmara.

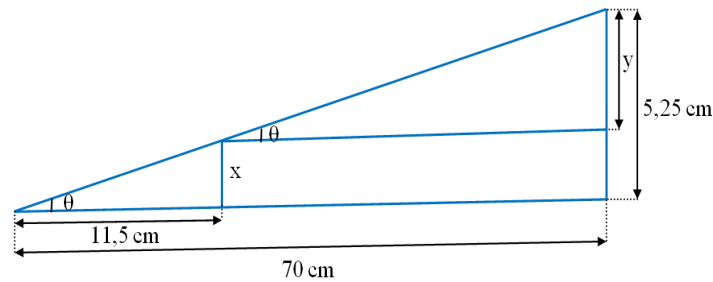


Figura 7.3- Esquema utilizado para o cálculo do raio do novo colimador (x), para que a dimensão do campo a 70 cm do foco seja de 10,5 cm, conforme estabelecido no certificado de calibração da câmara de ionização utilizada

Para determinar o raio do novo colimador, utilizou-se o esquema da figura 7.3 e calculou-se x da seguinte forma.

$$\tan \theta = \frac{5,25 \text{ cm}}{70 \text{ cm}} = 0,075 \quad (7.2)$$

$$0,075 = \frac{y}{(70-11,5) \text{ cm}} \Leftrightarrow y = 4,39 \text{ cm} \quad (7.3)$$

$$x = 5,25 \text{ cm} - 4,39 \text{ cm} = 0,86 \text{ cm} \quad (7.4)$$

Então, segundo os cálculos, sabe-se que, se a câmara de ionização se encontrar a 70 cm do foco da ampola, para que a dimensão do campo a esta distância seja de 10,5 cm, é necessário que o colimador que se encontra a 11,5 cm do foco apresente um diâmetro de 1,72 cm.

Foi então, construído um colimador com este diâmetro nas oficinas do ITN.

Através da montagem experimental esquematizada na seguinte figura realizaram-se novas medições para a caracterização do perfil de campo.

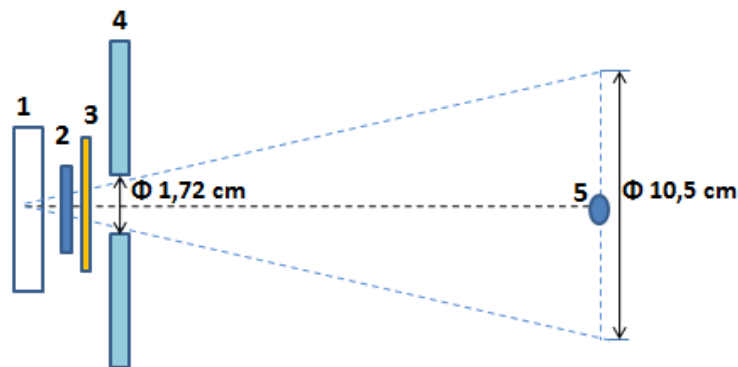


Figura 7.4- Esquema da montagem experimental utilizada para a medição do perfil do campo de radiação, onde 1) ampola de raios X; 2) obturador; 3) filtração de 0,06 mm de molibdênio; 4) colimador de chumbo com 1,72 de diâmetro e 5) câmara de ionização NE2536/3A posicionada a 70 cm da ampola

O perfil de campo que se obteve segundo o eixo vertical, encontra-se na seguinte figura e apresenta uma dimensão de campo de 10,5 cm.

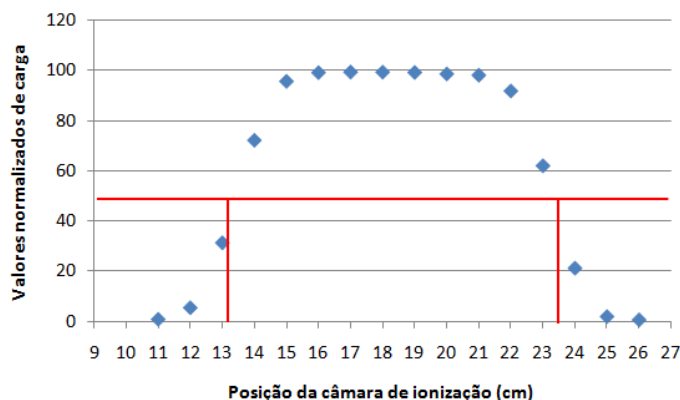


Figura 7.5- Perfil de campo, segundo o eixo vertical quando a montagem experimental segue o esquema da figura 7.5

Variando a posição da câmara segundo o eixo horizontal, obteve-se uma dimensão de campo de aproximadamente 10 cm.

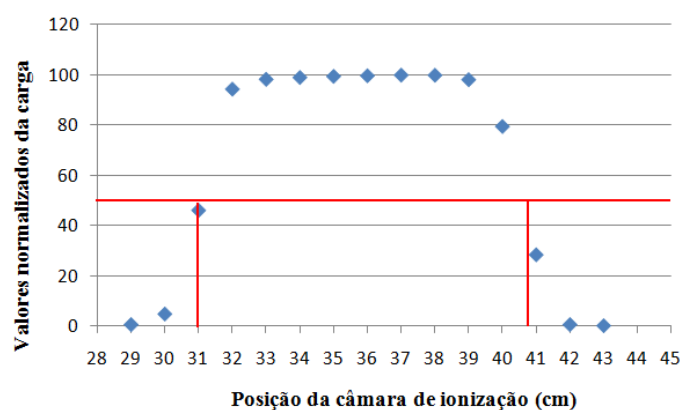


Figura 7.6- Perfil de campo, segundo o eixo horizontal quando a montagem experimental segue o esquema da figura 7.5

Estas medições foram realizadas apenas para uma tensão de 30 kV, mas segundo a norma ISO 4037-1, pode ser assumida como válida para todas as energias. Conclui-se então que a 70 cm, o campo de ionização é uniforme e homogêneo, uma vez que em ambos os eixos, apresentam uma variação inferior a 5% (patamar) nas medições em que o campo é detectado [29].

### 7.1.2- Determinação dos HVL's para as qualidades de radiação

O HVL é um, entre outros parâmetros, utilizado na caracterização das qualidades de radiação e indica a capacidade de penetração de um feixe de fótons no material (neste caso no alumínio).

Caracterizou-se cada qualidade de radiação em termos de HVL.

Segundo a norma ISO 4037-1, para se proceder à determinação do HVL é necessário, posicionar a câmara de ionização a 1 metro do foco da ampola e utilizar dois colimadores com diâmetros diferentes. Antes do primeiro colimador foi colocada uma filtração adicional de alumínio com espessura fixa de 2 milímetros. O segundo colimador foi colocado a 50 cm do foco. Entre os dois colimadores foram colocadas placas atenuadoras de alumínio, com uma pureza mínima exigida de 99,9%.

A figura seguinte esquematiza a montagem experimental geral, com todas as filtrações que se utilizaram ao longo da determinação do HVL para as várias qualidades de radiação.

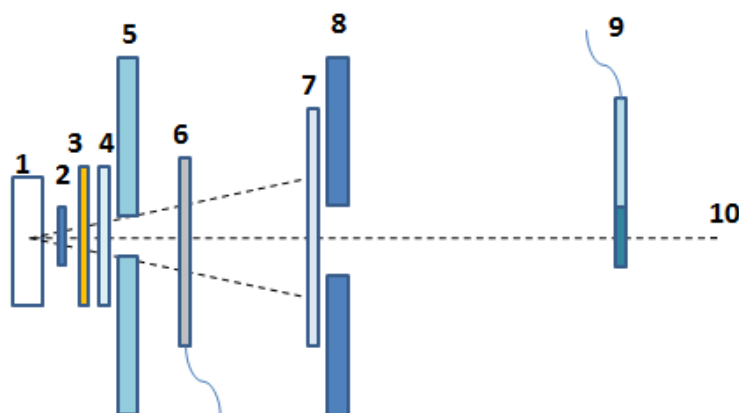


Figura 7.7- Representação esquemática da montagem experimental utilizada para a determinação do HVL onde: 1) ampola de raios X, 2) obturador, 3) filtração adicional de 2 mm de alumínio, 4) 2 folhas de molibdénio com 0,03 mm cada; 5) colimador de chumbo com 1,72 cm de diâmetro, 6) câmara de monitorização; 7) placas atenuadoras de alumínio, 8) colimador de chumbo com 2 cm de diâmetro, 9) câmara de ionização; 10) eixo do campo de radiação

Para cada espessura de alumínio adicionada efectuaram-se 5 medições com a câmara de ionização. A estes valores, multiplicou-se o factor de correcção de pressão e temperatura  $C_{PT}$ . Para cada série de 5 medições, referentes a uma dada espessura de alumínio calculou-se a média, o respectivo desvio padrão  $\sigma(Q)$  e a incerteza absoluta (mm Al) do 1º HVL. Os valores resultantes de cada série de medidas foram normalizados ao valor máximo respectivo, ou seja, o valor obtido sem presença de alumínio.

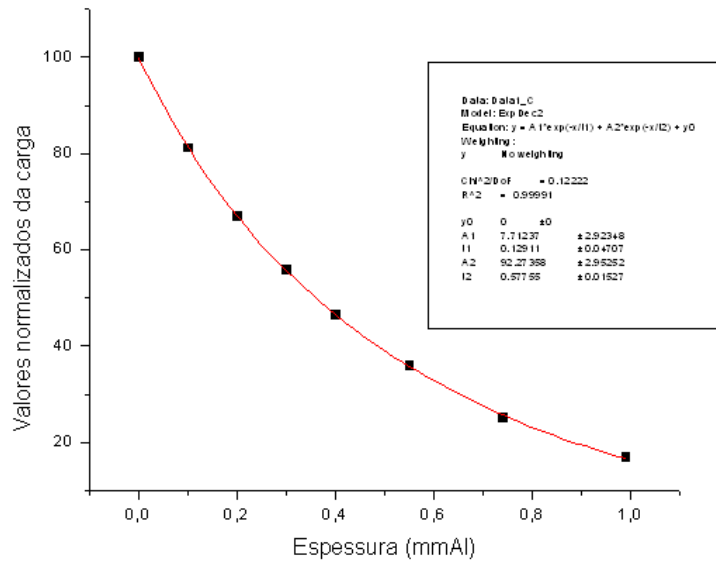
Recorreu-se ao software *Origin 7.5* para fazer o ajuste da função aos valores experimentais, obtendo-se as curvas de atenuação da carga em função da espessura de alumínio.

De cada uma destas curvas, foi obtido o valor do primeiro e do segundo HVL e o coeficiente de homogeneidade, que foram comparados posteriormente com os valores já publicados para estas qualidades de radiação.

Começou-se por medir o HVL para 10 qualidades de radiação, todas elas com 0,06 mm de molibdénio e sem alumínio adicional. A tensão aplicada variou. Para cada conjunto de valores experimentais foi escolhido o melhor ajuste, independentemente se feito com uma ou duas exponenciais.

### **Com 0,06 mm de Molibdénio e sem filtração adicional**

Para uma tensão aplicada de 23 kV e de acordo com a montagem experimental representada na figura 7.7 onde foi retirada a filtração adicional indicada em 3), obteve-se a seguinte curva de atenuação da carga em função da espessura.



**Figura 7.8-** Curva de atenuação da carga em função da espessura, medida experimentalmente, no âmbito da determinação do valor do HVL. A tensão aplicada foi de 23 kV e não se colocou filtração adicional de 2 mm de alumínio.

Através da figura 7.8 verifica-se que a curva de ajuste obtida, apresenta um bom acordo com os valores experimentais.

Esta qualidade da função de ajuste é dada essencialmente por dois parâmetros: coeficiente de correlação  $R^2$  e coeficiente  $\chi^2$ .

O coeficiente de correlação  $R^2$  representa a relação existente entre duas variáveis, sendo esta máxima quando  $R^2$  toma o valor de 1 e nula quando  $R^2$  toma o valor de 0.

Por sua vez, o coeficiente  $\chi^2$ , permite validar o ajuste aplicado entre as duas variáveis. Quanto menor for este coeficiente melhor é a qualidade do ajuste [30].

Na seguinte tabela apresenta-se os valores de cada curva de ajuste referente a cada qualidade de radiação, o valor do primeiro e segundo HVL, o coeficiente de homogeneidade e a incerteza absoluta (mm Al) do 1º HVL calculado de acordo com a metodologia apresentada na referência [3].

Caracterizou-se estas qualidades de radiação que se encontram caracterizadas em várias publicações, de modo a poder-se fazer uma comparação dos resultados.

As curvas de atenuação referentes a cada uma destas qualidades de radiação encontram-se no Anexo II.



Tabela 7.1- Valores relativos à curva de ajuste de cada qualidade de radiação medida experimentalmente segundo a figura 7.7

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	χ <sup>2</sup>	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	t <sub>2</sub>	1° HVL (mm Al)	2° HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
23	0,99991	0,12222	92,274 ± 2,953	0,577 ± 0,015	7,712 ± 2,92	0,129 ± 0,047	0,359	0,754	0,476	0,034
24	0,99989	0,14880	92,670 ± 3,139	0,585 ± 0,017	7,330 ± 3,109	0,128 ± 0,053	0,366	0,767	0,477	0,031
25	0,99989	0,14924	92,558 ± 2,047	0,594 ± 0,013	7,439 ± 2,046	0,103 ± 0,035	0,368	0,778	0,473	0,021
26	0,99987	0,17487	93,001 ± 2,071	0,599 ± 0,013	6,981 ± 2,075	0,099 ± 0,038	0,374	0,787	0,475	0,039
28	0,99999	0,12958	91,622 ± 3,733	0,625 ± 0,021	8,365 ± 3,689	0,149 ± 0,057	0,387	0,813	0,476	0,047
30	0,99999	0,12487	90,385 ± 4,021	0,651 ± 0,023	9,592 ± 3,971	0,159 ± 0,055	0,395	0,838	0,471	0,053
31	0,99987	0,16188	88,422 ± 4,827	0,670 ± 0,029	11,582 ± 4,766	0,165 ± 0,056	0,396	0,848	0,467	0,066
35	0,99982	0,26820	90,922 ± 3,013	0,709 ± 0,024	9,049 ± 2,987	0,120 ± 0,047	0,427	0,915	0,467	0,043
40	0,99984	0,17782	83,926 ± 6,348	0,840 ± 0,055	16,004 ± 6,262	0,202 ± 0,061	0,463	1,021	0,453	0,109
50	0,99981	0,17066	77,327 ± 9,053	1,115 ± 0,128	22,587 ± 8,945	0,260 ± 0,073	0,549	1,267	0,433	0,206

Pela tabela anterior pode-se verificar que os valores do 2° HVL são sempre maiores do que os valores do 1°HVL, uma vez que é necessário uma maior espessura de alumínio, para reduzir a intensidade do feixe para 25% do que para 50%.

Comparou-se os valores do 1° HVL medidos no LMRI com o de outros laboratórios (**BIPM**- Bureau International des Poids et Mesures; **PTB**- Physikalisch-Technische Bundesanstalt; **UIAR**- University Institute of Applied Radiophysics; **IRD**- Instituto de Radioproteção e Dosimetria ; **IPEN**- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) obtidos também com 0,06 mm de molibdénio e sem filtração adicional (figura II.13 em anexo). Estes valores encontram-se representados na seguinte figura.

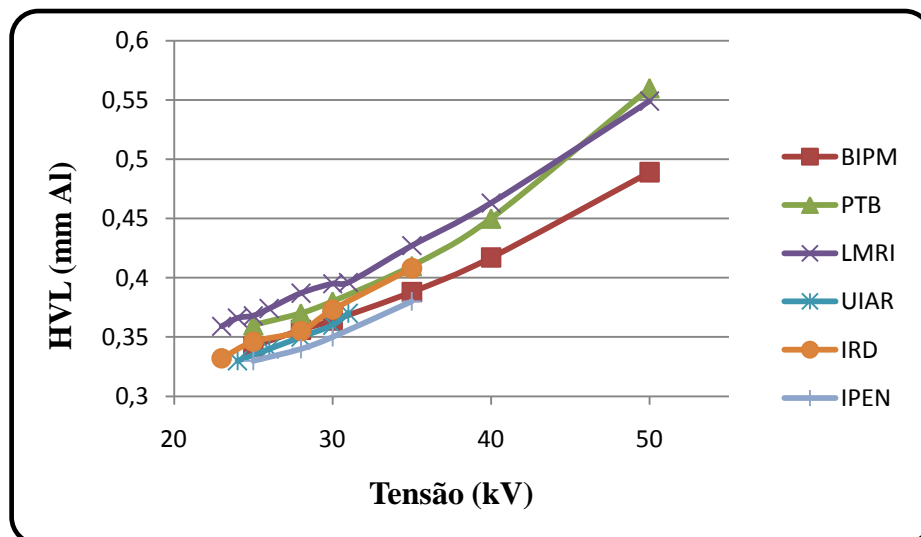


Figura 7.9- Comparação dos valores do 1° HVL para as 10 qualidades de radiação realizadas experimentalmente no LMRI, com o de outros laboratórios internacionais [31,15,32-34]

Através da figura 7.9, é visível uma diferença entre os resultados obtidos pelos vários laboratórios. É também possível observar que os valores do LMRI se aproximam mais dos valores publicados pelo PTB, apresentando uma diferença máxima 0,017 mm Al para as tensões de 28 e 35 kV e uma diferença mínima de 0,008 mm Al para 25kV.

É de notar ainda que para todas as qualidades de radiação estudadas, à excepção dos 50 kV, o feixe de radiação do LMRI apresenta sempre o maior valor do 1º HVL, o que significa que é o mais energético. Para uma tensão de 50 kV, verificou-se que o valor do HVL é maior no caso do laboratório alemão PTB, apresentando por isso um feixe mais energético.

Como o objectivo da câmara monitor é reduzir as flutuações e como no caso particular da mamografia o espectro tem uma energia máxima relativamente baixa, realizaram-se novas medições com a montagem experimental da figura 7.7, sem filtração adicional e sem a câmara de monitor, referenciada em 6), com a finalidade de analisar se esta influenciaria ou não os valores do HVL.

Os gráficos são também apresentados no anexo II.

**Tabela 7.2- Valores relativos à curva de ajuste de cada qualidade de radiação medida experimentalmente, sem câmara de monitorização, segundo a figura**

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	$\chi^2$	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	t <sub>2</sub>	1º HVL (mm Al)	2º HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
23	0,99995	0,07064	83,673 ± 9,070	0,610 ± 0,037	16,265 ± 9,007	0,220 ± 0,066	0,355	0,750	0,473	0,110
50	0,99984	0,14818	29,619 ± 13,257	0,312 ± 0,086	70,313 ± 13,372	1,209 ± 0,214	0,544	1,275	0,427	0,315

Comparando as tabelas 7.1 e 7.2 verifica-se que os valores de HVL não são estatisticamente diferentes e que, a incerteza associada às qualidades de radiação é maior, no caso em que não se utiliza a câmara monitor. Por este motivo realizou-se as restantes medições sempre com a presença desta câmara, visto a sua utilização ser experimentalmente vantajosa, uma vez que corrige as flutuações e apresenta incertezas menores.

### **Com 0,06 mm de Molibdénio e com filtração adicional**

Utilizou-se a montagem experimental representada na figura 7.7 e efectuou-se novas medições, obtendo os gráficos de cada uma das qualidades de radiação, que se encontram no anexo III.

Para as dez qualidades de radiação analisadas, apresenta-se na seguinte tabela os valores do primeiro e segundo HVL, coeficiente de homogeneidade e incerteza associada ao 1º HVL. Estes valores são referentes às curvas de atenuação compostas apenas por uma exponencial. Neste caso as incertezas associadas ao 1º HVL foram calculadas de acordo com o GUM [35].

**Tabela 7.3- Valores relativos à curva de ajuste composta apenas por uma exponencial, para as qualidades de radiação medidas experimentalmente, com filtração adicional, segundo a figura 7.8**

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	$\chi^2$	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	1° HVL (mm Al)	2° HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
23	0,99967	0,25695	100,003 ± 0,352	1,183 ± 0,010	0,586	1,172	0,500	0,176
24	0,99951	0,38444	100,485 ± 0,429	1,162 ± 0,012	0,601	1,197	0,502	0,213
25	0,99933	0,53567	100,693 ± 0,506	1,164 ± 0,014	0,601	1,197	0,502	0,213
26	0,99964	0,30509	100,224 ± 0,369	1,104 ± 0,009	0,630	1,258	0,501	0,184
31	0,99824	1,30861	99,122 ± 0,713	0,825 ± 0,015	0,830	1,670	0,497	0,359

As restantes qualidades de radiação realizadas, apresentam um melhor ajuste com duas exponenciais e os dados referentes a cada uma delas são apresentados na seguinte tabela.

**Tabela 7.4- Valores relativos à curva de ajuste composta apenas por duas exponenciais, para as qualidades de radiação medidas experimentalmente, com filtração adicional, segundo a figura 7.8**

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	$\chi^2$	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	t <sub>2</sub>	1° HVL (mm Al)	2° HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
28	0,9996	0,43027	47,146 ± 6,752	1,479 ± 0,150	53,507 ± 7,066	0,7 ± 0	0,680	1,424	0,477	0,170
30	0,9994	0,51524	75,128 ± 6,344	1,383 ± 0,095	25,577 ± 6,689	0,6 ± 0	0,773	1,620	0,477	0,166
35	0,9998	0,20554	22,802 ± 15,634	10,197 ± 19,450	77,348 ± 15,471	1,111 ± 0,157	1,072	2,614	0,410	0,984
40	0,9998	0,17128	47,964 ± 11,480	1,032 ± 0,161	52,259 ± 11,624	4,886 ± 1,336	1,481	3,836	0,386	0,900
50	0,9999	0,05236	74,853 ± 1,395	5,342 ± 0,108	25,290 ± 1,332	0,963 ± 0,053	2,387	5,870	0,407	0,154

### **Com 0,03 mm de Molibdénio e sem filtração adicional**

Numa fase final do trabalho experimental, irá fazer-se a dosimetria com uma câmara de ionização que apresenta um certificado de calibração na qual são mencionados valores de HVL para qualidades de radiação com apenas 0,03 mm de molibdénio. Uma vez que será necessário caracterizar essas mesmas qualidades de radiação, efectuou-se novas medições com base na figura 7.7 sendo que no ponto 4) apenas se utilizou uma folha com 0,03 mm de molibdénio e foram aplicadas tensões de 25, 30 e 35 kV.

Para os três casos em que não se utilizou filtração adicional mencionada em 3), a curva de atenuação da carga em função da espessura apresenta sempre um melhor ajuste com duas exponenciais. Os valores são referidos na seguinte tabela e os gráficos referentes a cada uma destas qualidades de radiação encontram-se no anexo IV.

**Tabela 7.5- Valores relativos à curva de ajuste composta apenas por duas exponenciais, para as qualidades de radiação medidas experimentalmente, sem filtração adicional e apenas com 0,03 mm de molibdénio, segundo a figura 7.8**

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	$\chi^2$	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	t <sub>2</sub>	1° HVL (mm Al)	2° HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
25	0,99998	0,02812	75,602 ± 2,175	0,513 ± 0,012	24,396 ± 2,158	0,130 ± 0,009	0,250	0,574	0,435	0,023
30	0,99999	0,01778	29,750 ± 1,941	0,144 ± 0,007	70,260 ± 1,959	0,601 ± 0,014	0,264	0,630	0,419	0,023
35	0,99999	0,02091	72,683 ± 1,282	0,647 ± 0,012	27,307 ± 1,271	0,121 ± 0,006	0,278	0,693	0,401	0,017

### **Com 0,03 mm de Molibdénio e com filtração adicional**

Foram feitas outras três medições, idênticas às anteriores, mas agora aplicando 2 mm de alumínio adicional referenciado em 3) na figura 7.7. Os gráficos relativos a cada uma destas medições encontram-se representados no anexo IV.

Obteve-se uma curva de ajuste, para uma tensão de 25 kV, composta apenas por uma exponencial, enquanto que para 30 e 35 kV a curva apresenta um melhor ajuste com duas exponenciais.

Os dados referentes às curvas de ajuste e respectivos HVL's, coeficiente de homogeneidade e incerteza são apresentados nas duas tabelas que se seguem.

**Tabela 7.6- Valores relativos à curva de ajuste composta apenas por uma exponencial, para as qualidades de radiação medidas experimentalmente, com filtração adicional e apenas com 0,03 mm de molibdénio, segundo a figura 7.8**

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	$\chi^2$	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	1° HVL (mm Al)	2° HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
25	0,99941	0,48358	99,902 ± 0,461	1,065 ± 0,011	0,650	1,301	0,500	0,231

**Tabela 7.7- Valores relativos à curva de ajuste composta por duas exponenciais, para as qualidades de radiação medidas experimentalmente, com filtração adicional e apenas com 0,03 mm de molibdénio, segundo a figura 7.8**

Tensão (kV)	R <sup>2</sup>	$\chi^2$	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	t <sub>2</sub>	1° HVL (mm Al)	2° HVL (mm Al)	h	Incerteza Absoluta (mm Al)
30	0,99748	2,31141	67,209 ± 83,821	0,839 ± 0,581	33,125 ± 84,401	3,261 ± 8,506	0,848	1,935	0,438	3,515
35	0,99960	0,36352	83,532 ± 19,118	1,338 ± 0,221	16,507 ± 19,341	12,607 ± 41,732	1,166	2,640	0,442	1,291

Com uma análise das tabelas 7.6 e 7.7, verifica-se que as qualidades de radiação com uma tensão de 30 e 35 kV apesar de terem um melhor ajuste com duas exponenciais, apresentam incertezas muito elevadas, por vezes maiores do que o valor médio como ocorre por exemplo no parâmetro A<sub>2</sub>. É normal que para estas duas qualidades de radiação, a incerteza associada ao 1° HVL seja muito superior em comparação com a qualidade de radiação em que a tensão aplicada é de 25 kV.

De modo a se poder comparar o que acontece aos valores do HVL, quando se adiciona os 2 mm de alumínio (filtração adicional), compilaram-se os resultados na seguinte tabela.

Tabela 7.8- Comparação dos valores do primeiro HVL, para qualidades de radiação sem e com filtração adicional

Tensão (kV)	Valor do 1º HVL (mm Al)			
	Sem filtração adicional		Com filtração adicional	
	0,06 mm Mo	0,03 mm Mo	0,06 mm Mo	0,03 mm Mo
25	0,368	0,250	0,601	0,650
30	0,395	0,264	0,773	0,848
35	0,427	0,278	1,072	1,166



Analisando os resultados, verifica-se que os valores de HVL aumentam sempre que se aumenta a tensão na ampola, porque como o feixe é mais energético atravessa uma maior espessura do material.

Além disso, constata-se que os valores do 1º HVL aumentam na presença dos 2 mm de alumínio (filtração adicional). Tal pode ser justificado pelo gráfico do coeficiente mássico do alumínio, apresentado na figura 7.10, ou seja, na presença do alumínio o feixe fica mais endurecido, uma vez que este material atenua mais as baixas energias, sendo assim necessária uma maior espessura de alumínio para reduzir para metade a intensidade do feixe de radiação.

Nas figuras 7.10 e 7.11 são apresentadas as curvas de variação dos coeficientes mássicos de atenuação com a energia dos fótons, para o alumínio e o molibdénio respectivamente.

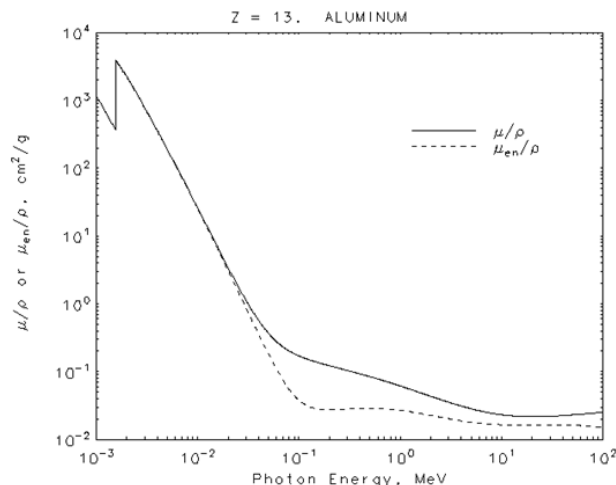


Figura 7.10- Coeficiente mássico de atenuação em função da energia dos fótons para o alumínio [36]

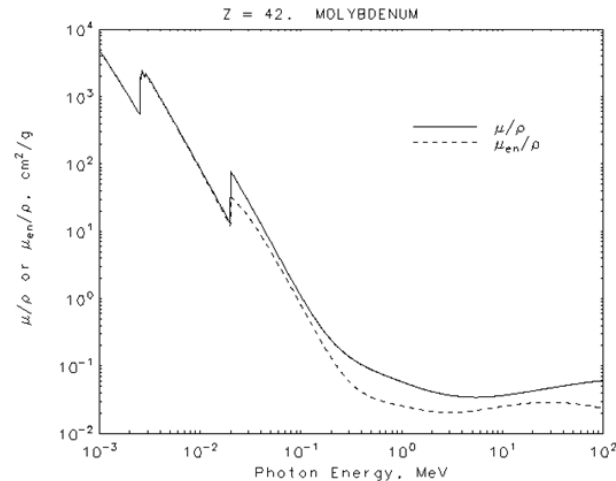


Figura 7.11- Coeficiente mássico de atenuação em função da energia dos fótons para o molibdénio [36]

## 7.2- Estudo da origem das duas exponenciais da função de ajuste através de simulação em Código Monte Carlo

Quando se procedeu à caracterização das qualidades de radiação, foi possível constatar que algumas das curvas de ajuste eram compostas por uma exponencial enquanto outras eram compostas por duas exponenciais. Como foi algo que desde logo suscitou interesse, através da simulação em código de Monte Carlo tentou-se verificar, quais as condições que determinam o ajuste com uma ou duas exponenciais.

Deste modo simulou-se a geometria, o mais semelhante possível à montagem utilizada em laboratório.

### 7.2.1- Definição do ficheiro de entrada

Para se obter a geometria, tiveram de se definir diferentes materiais, o tipo de fonte emissora, o tipo de partículas, a energia e as dimensões.

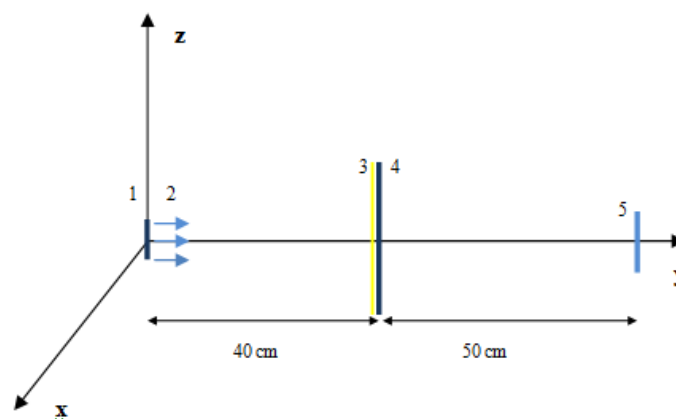


Figura 7.12- Esquema representativo da geometria utilizada na simulação em Monte Carlo em que 1 é a fonte, 2 são os fótons, 3 são as folhas atenuadoras de alumínio, 4 é o colimador de chumbo e 5 é o detector

A figura 7.12 esquematiza a geometria definida no ficheiro de entrada.

Quanto à energia da fonte consideram-se três casos:

- ✓ Fonte monoenergética, que serviu fundamentalmente para validar o sistema;
- ✓ Fonte de energia uniforme, que serviu para se perceber a origem das duas componentes;
- ✓ Fonte de energia igual à distribuição de energia retirada da publicação da EUROMET, e que serviu para comparar os resultados de simulação com os dados experimentais.

Uma vez que foi publicado o espectro de um feixe de raios X emitido por uma ampola com ânodo de tungsténio depois de atravessar 0,06 mm de molibdénio [13], foi possível comparar os resultados experimentais com resultados obtidos através da simulação em Monte Carlo para esta qualidade de radiação.

A geometria utilizada encontra-se esquematizada na figura 7.12, onde a fonte é representada por uma superfície circular com  $r = 0,86$  cm e apresenta uma distribuição de energias igual à do espectro publicado. O feixe emitido é monodireccional e paralelo e vai ser atenuado pelas folhas de alumínio que se encontram a 40 cm da fonte. Foram utilizadas um máximo de dez folhas de alumínio, cada uma com uma espessura de 1 mm. O colimador que se segue ao material atenuador tem 10 cm de lado, e apresenta um raio de 1 cm. Este tem como função eliminar grande parte da radiação dispersa.

De modo a que o detector fosse o mais parecido possível com a câmara de ionização utilizada em laboratório (PTW 23331), simulou-se um paralelepípedo com uma largura de 0,9 cm, um comprimento de 2,25 cm e um volume de  $1\text{ cm}^3$ .

A simulação foi realizada para vinte milhões de eventos.

Para iniciar o estudo, começou-se por simular um feixe monoenergético de 10 e de 50 keV, energias correspondentes a valores extremos do espectro de raios X utilizado na mamografia. Esta primeira parte em que são simuladas fontes pontuais, tem como objectivo a validação de todo o sistema, desde os dados de entrada até ao seu modo de funcionamento.

Os valores de HVL obtidos através de resultados experimentais são referidos em termos de kerma enquanto que, com a simulação em Monte Carlo estes valores passam a ser referidos em termos de fluxo.

### **7.2.2- Feixe monoenergético**

#### **Feixe monoenergético de 10 keV**

Simulou-se então uma fonte com um feixe monoenergético correspondente a 10 keV. Obteve-se o seguinte gráfico do fluxo em função da espessura.

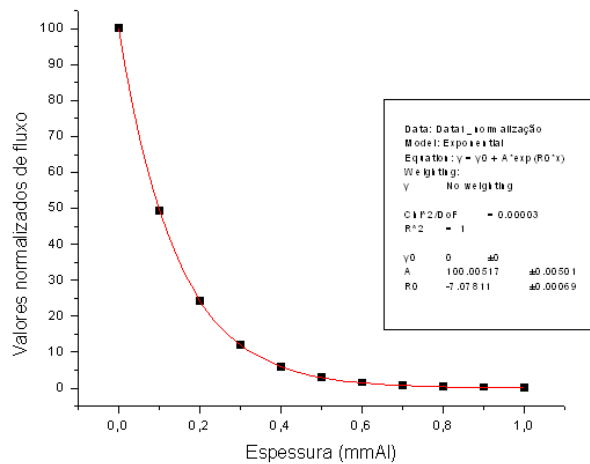


Figura 7.13- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio para um feixe monoenergético de 10 keV

Calculando o coeficiente linear de atenuação fornecido pela expressão de ajuste da curva, vem que,

$$y = 100,005171e^{-7,07811x} \quad (7.5)$$

$$\mu = 7,08\text{mm}^{-1} \times 10 = 70,8 \text{ cm}^{-1} \quad (7.6)$$

Sabe-se que a densidade do alumínio é de  $2,699 \text{ g.cm}^{-3}$ , ou seja  $\rho(\text{Al}) \approx 2,7 \text{ g.cm}^{-3}$ . Então,

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{70,8}{2,7} = 26,2 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1} \quad (7.7)$$

Recorrendo à figura 7.10 sabe-se que cada coeficiente mássico de atenuação corresponde a uma energia. Para  $\mu/\rho = 26,2 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  tem-se uma energia de 10 keV, o que está de acordo com a fonte que foi simulada.

### Feixe monoenergético de 50 keV

Repetiu-se o procedimento anterior, para uma fonte monoenergética de 50 keV, pelo que através do seu gráfico da variação do fluxo em função da espessura, se obteve uma curva de ajuste com  $\frac{\mu}{\rho} = \frac{0,993}{2,7} = 0,367 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  que corresponde a uma energia de 50 keV.

Comparando os coeficientes de atenuação dos dois feixes, é possível verificar que o feixe é muito menos atenuado no caso dos 50 keV. Para a mesma espessura, por exemplo para 1 mmAl, o feixe de 10 keV é atenuado quase 100% enquanto que o feixe de 50 keV é atenuado somente 10%, ou seja, vai haver muito menos interações do feixe com o alumínio.

Uma vez que os resultados obtidos eram os esperados, realizaram-se posteriores simulações para feixes de energia uniforme variando o intervalo entre 10 e 50 keV, intervalo esse, normalmente utilizado na realização de uma mamografia.



## 7.2.3- Feixe de energia uniforme

### 7.2.3.1- Caracterização do fluxo no detector

#### Feixe de energia uniforme entre 10 keV e 50 keV

Para verificar a importância do ar na atenuação dos fótons simularam-se dois feixes com uma energia uniforme de 10 a 50 keV, em que num dos casos se considerou a existência de ar e no outro não (vácuo).

No seguinte gráfico representa-se uma curva de variação do fluxo em função da energia, para cada um destes feixes.

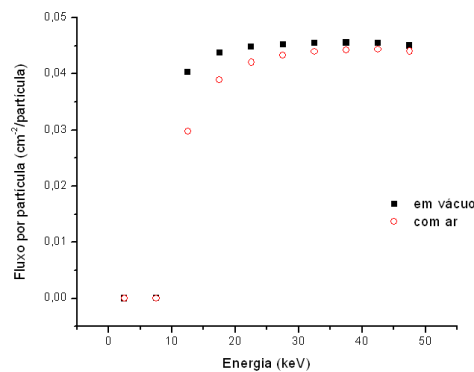


Figura 7.14- Curva de variação do fluxo em função da energia para um feixe de energia uniforme entre 10 e 50 keV quando simulado em vácuo e quando simulado com a presença de ar

Analisando a figura 7.14, é de notar que a curva a vermelho referente ao ar, é mais atenuada do que a curva a preto, devendo-se às interações que o feixe de radiação tem com as moléculas de ar. No entanto, também é possível verificar que, mesmo em vácuo houve atenuação, o que significa que alguns dos fótons colidiram com a parede do detector (simulada com 0,55 mm de espessura e constituída por material com uma densidade 1,18 g/cm³) e já não foram contabilizados. A atenuação é mais pronunciada para as baixas energias.

Na figura 7.15 estão representadas duas curvas, uma referente ao fluxo total que chega ao detector e a outra referente ao fluxo das partículas que não sofrem qualquer tipo de interação.

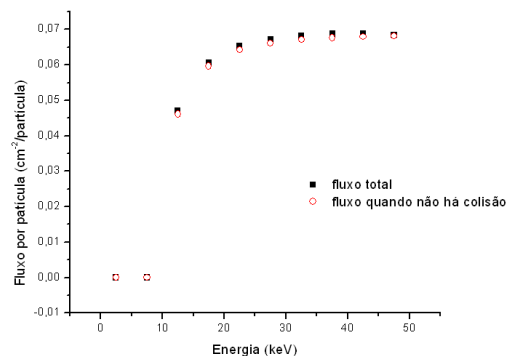


Figura 7.15- Comparação do fluxo de partículas, total e das que não colidem, para um feixe uniforme de 10 a 50 keV sem alumínio

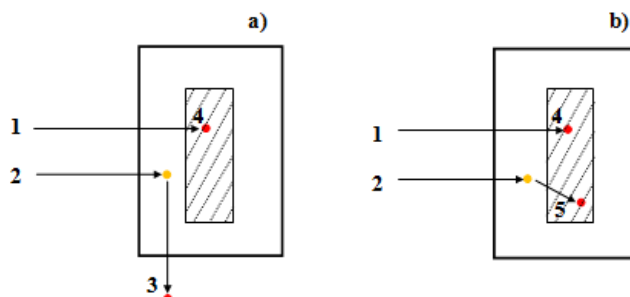


Figura 7.16- Hipóteses para o trajecto percorrido pelos fótons. Em a) todos os fótons que chegam ao detector não sofrem colisão enquanto em b) podem chegar fótons ao detector que sofreram colisão. Os fótons que saem da fonte estão indicados por 1) e 2) , 3) corresponde ao fóton que sofre interacção com as paredes do detector e não é contabilizado, 4) e 5) representam os fótons que chegam ao volume sensível do detector. A hipótese B é rejeitada.

Pode-se verificar que as duas curvas são muito idênticas, o que numa primeira aproximação leva a querer que as partículas que chegam ao volume sensível do detector não sofreram qualquer colisão em todo o seu percurso. Como é ‘estranho’ que nenhuma partícula colida ao longo dos 90 cm percorridos, pode-se concluir que as interacções das partículas por efeito fotoeléctrico com as paredes do detector, não foram contabilizadas, hipótese a) da figura 7.16. Assim as partículas que atingem o detector não sofrem colisões, ou seja, a sua direcção é igual à de quando saem da fonte.

Na figura 7.17 pode-se verificar uma situação muito semelhante à anterior, mas agora com 1 mm de alumínio adicionado.

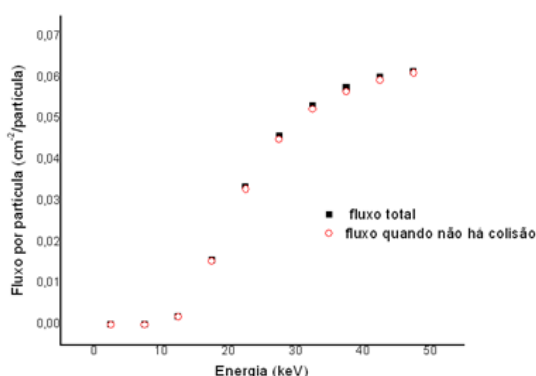
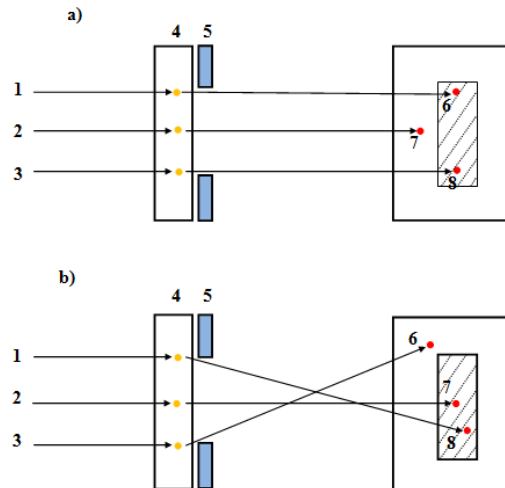


Figura 7.17- Comparação do fluxo de partículas total, e das que não colidem, para um feixe uniforme de 10 a 50 keV com 1 mm de alumínio

Com a observação da figura anterior constata-se que, as partículas que chegaram ao detector não sofreram qualquer tipo de colisão e no entanto o feixe é bastante atenuado.

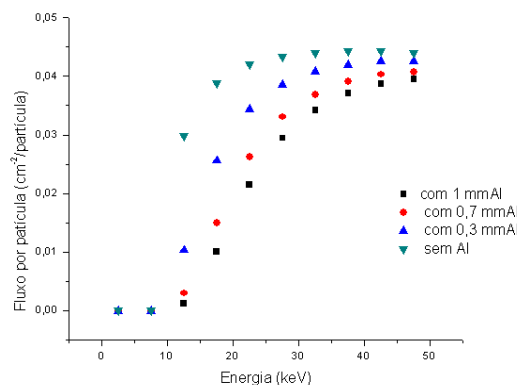
A figura 7.18 esquematiza duas hipóteses a) e b) que definem o percurso das partículas desde a fonte até chegarem ao detector.



**Figura 7.18- Hipóteses para o trajeto percorrido pelos fótons desde que saem da fonte até que chegam ao detector, atravessando 1 mm de alumínio indicado em 4) e um colimador de chumbo com 1 cm de raio indicado em 5). Em a) todos os fótons que chegam ao detector não sofrem colisão enquanto em b) podem chegar fótons ao detector que sofreram colisão. Os fótons que saem da fonte estão indicados por 1) e 2) e 3) enquanto que 6), 7) e 8) representam os fótons que chegam ao detector. A hipótese B é rejeitada.**

O feixe simulado em Monte Carlo, cujo fluxo em função da energia se encontra representado na figura 7.17, segue o esquema indicado em a) da figura 7.18, uma vez que as partículas que chegaram ao detector não sofreram qualquer colisão, tendo as restantes ou sofrido interação com o material das paredes do detector ou com o alumínio, sendo desviadas de tal modo que não chegam a alcançar a zona sensível do detector. Tal já não acontece no esquema b) da figura 7.18, pelo que algumas das partículas que chegam ao detector já sofreram colisões. Comparando a figura 7.15 com a 7.17, verifica-se que as curvas ficam muito mais atenuadas ao atravessar 1 mm de alumínio, tornando assim o feixe mais energético. O objectivo do alumínio é atenuar preferencialmente as baixas energias, de modo a diminuir a radiação dispersa.

O gráfico representado na figura 7.19 é referente, à variação do fluxo em função da energia para quatro diferentes atenuações.



**Figura 7.19- Variação do fluxo em função da energia para quatro diferentes espessuras, para uma energia uniforme de 10 a 50 keV, simulada com ar**

É possível verificar que o feixe vai ficando cada vez mais atenuado, quanto maior é a espessura de alumínio que atravessa. Tal pode ser justificado segundo a expressão  $I = I_0 e^{-\mu x}$

ou seja, quanto maior for a espessura do material atenuador  $x$ , menor será a intensidade do feixe  $I$ .

Todos os gráficos apresentados até este momento, para um feixe de energia uniforme entre 10 e 50 keV, consistem na verificação do que acontece às partículas que chegam ao detector em função da energia.

Daqui em diante, serão estudadas várias curvas de atenuação do fluxo em função da espessura, para feixes uniformes com diferentes intervalos de energia.

### 7.2.3.1- Atenuação do feixe

Na figura 7.20 representa-se a curva de atenuação do fluxo em função da espessura para uma fonte com energia uniforme entre 10 e 50 keV.

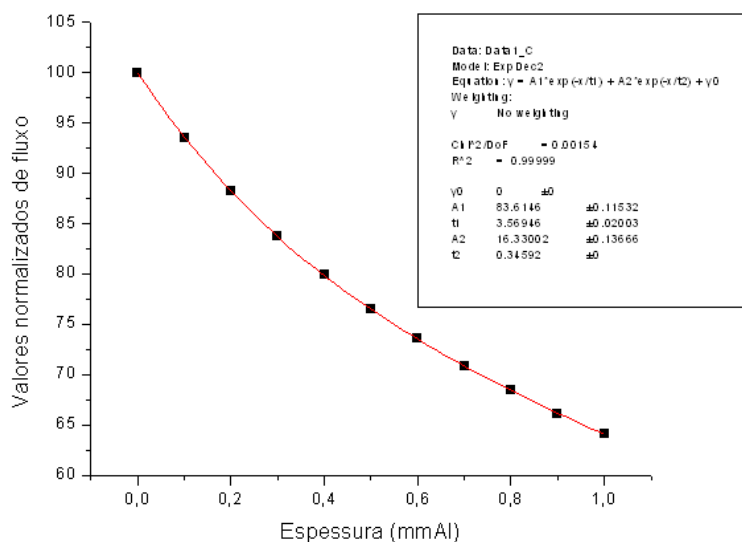


Figura 7.20- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio, para um feixe de energia uniforme entre 10 keV e 50 keV, simulada com ar

O ajuste fornece o coeficiente linear de atenuação, para cada componente da curva de atenuação e a intensidade associada a cada uma delas.

Então para,

$$y = 83,6146e^{-\left(\frac{1}{3,56946}\right)x} + 16,33002e^{-\left(\frac{1}{0,34592}\right)x} \quad (7.8)$$

Vem que,

$$\mu_1 = \frac{1}{t_1} = \frac{1}{3,56946} \approx 0,280 \text{ mm}^{-1} \times 10 = 2,8 \text{ cm}^{-1} \quad (7.9)$$

$$\mu_2 = \frac{1}{t_2} = \frac{1}{0,34592} \approx 2,89 \text{ mm}^{-1} \times 10 = 28,9 \text{ cm}^{-1} \quad (7.10)$$

Ficando então,

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = \frac{2,8}{2,7} = 1,04 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1} \quad (7.11)$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = \frac{28,9}{2,7} = 10,7 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1} \quad (7.12)$$

Conclui-se que a primeira componente relativa a  $(\mu/\rho)_1=1,04 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  corresponde a uma energia de 23 keV sendo aproximadamente 84% da intensidade da radiação total enquanto que, a segunda componente com  $(\mu/\rho)_2=10,7 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  corresponde a uma energia de 11 keV, correspondendo à restante intensidade da radiação total.

Nestas condições este feixe de energia uniforme de 10 a 50 keV tem o mesmo comportamento que dois feixes com energias efectivas de 11 e 23 keV, com 16% e 84% da intensidade do feixe inicial respectivamente.

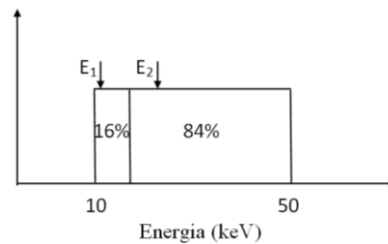


Figura 7.21- Esquema da fonte simulada com energia uniforme entre 10 keV e 50 keV e representação das suas energias efectivas  $E_1=11 \text{ keV}$  e  $E_2=23 \text{ keV}$

Uma vez que para este intervalo de energias, a curva de ajuste é composta por 2 exponenciais, o intervalo será reduzido a cada nova simulação até se encontrar uma curva que apresente um bom ajuste apenas com uma exponencial.

### Feixe de energia uniforme entre 20 keV e 50 keV

Simulou-se uma nova fonte, com energia uniforme compreendida entre 20 e 50 keV.

Os resultados do fluxo em função da espessura de alumínio encontram-se representados na figura 7.22.

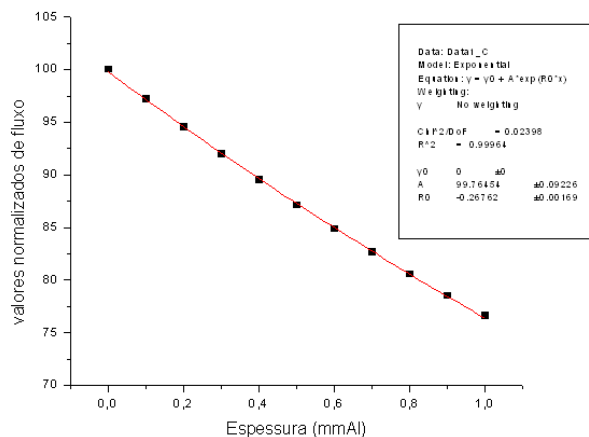


Figura 7.22- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio, para um feixe de energia uniforme entre 20 keV e 50 keV

Verifica-se que neste caso, a curva de ajuste é apenas composta por uma exponencial.

Fazendo novamente os cálculos, vem  $\frac{\mu}{\rho} = \frac{2,67}{2,7} = 0,99 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  que corresponde a uma energia efectiva de aproximadamente 30 keV.

Simulou-se de seguida uma fonte com energia uniforme entre 15 keV e 50 keV.

### Feixe de energia uniforme entre 15 keV e 50 keV

A nova fonte simulada apresenta uma energia uniforme de 15 a 50 keV e a curva de ajuste é composta por duas exponenciais, tendo a seguinte expressão,

$$y = 40,84345e^{-\left(\frac{1}{1,13457}\right)x} + 59,12081e^{-\left(\frac{1}{9,33108}\right)x} \quad (7.13)$$

Calculando os coeficientes de atenuação e dividindo-os pela densidade do alumínio, obtém-se,  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = \frac{8,81}{2,7} = 3,26 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  para a primeira componente e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = \frac{1,07}{2,7} = 0,4 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  para a segunda componente que, corresponde respectivamente a uma energia de aproximadamente 21 keV com 41% da intensidade da radiação total e a uma energia de aproximadamente 50 keV, relativa à restante intensidade.

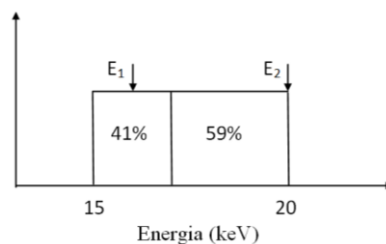


Figura 7.23- Esquema da fonte simulada com energia uniforme entre 15 keV e 50 keV e representação das suas energias efectivas  $E_1=21 \text{ keV}$  e  $E_2=50 \text{ keV}$

### Feixe de energia uniforme entre 25 keV a 50 keV

Realizou-se de seguida uma simulação para um feixe de energia uniforme entre 25keV e 50 keV.

Do gráfico da variação do fluxo em função da espessura obtém-se uma curva de ajuste composta apenas por uma exponencial, cujo  $\frac{\mu}{\rho} = \frac{2,06}{2,7} = 0,76 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  e corresponde a uma energia efectiva de aproximadamente 35 keV.

Simulou-se de seguida uma fonte com uma energia uniforme compreendida entre 17,5 e 50 keV.

### Feixe de energia uniforme entre 17,5 keV e 50 keV

As seguintes figuras representam a variação do fluxo em função da espessura, com uma curva de ajuste, composta apenas por uma exponencial e por duas exponenciais.

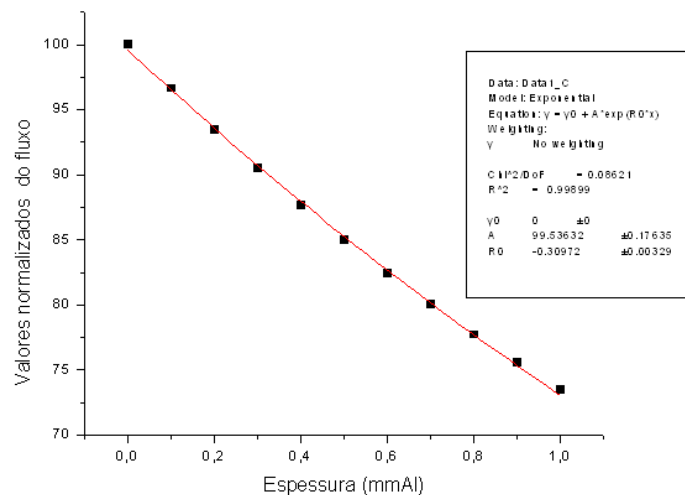


Figura 7.24- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio, para um feixe de energia uniforme entre 17,5 keV a 50 keV, com um ajuste de 1 exponencial

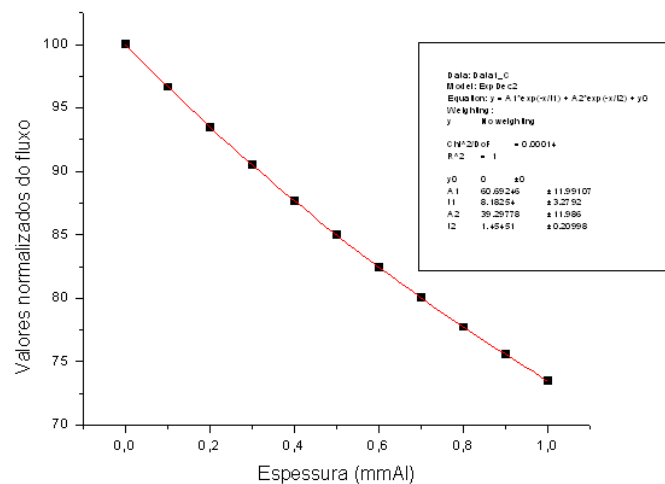


Figura 7.25- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio para um feixe de energia uniforme, entre 17,5 keV a 50 keV, com um ajuste de 2 exponenciais

Embora para este intervalo de energias, a curva de ajuste esteja um pouco na transição entre uma ou duas exponenciais, optou-se por escolher o segundo ajuste, com 2 exponenciais, através da qual se obtém  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = 0,45 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = 2,55 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ , correspondendo a energias efectivas de 45 e 24 keV respectivamente.

Pela análise dos casos do feixe de energia uniforme, apresentados anteriormente, em que o limite superior é de 50 keV, verifica-se que as funções de ajuste da curva de atenuação dependem de um intervalo de energia.

**Tabela 7.9- Constituição de cada uma das curvas de ajuste utilizada para os feixes de energias uniformes até ao momento simulados**

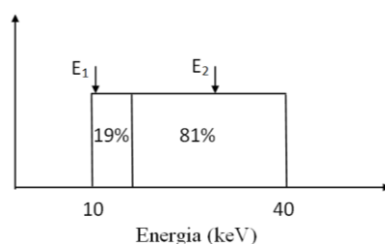
<b>Intervalo de Energias</b>	<b>Composição da curva de ajuste por:</b>
10 e 50 keV	2 exponenciais
15 e 50 keV	2 exponenciais
17,5 e 50 keV	2 exponenciais
20 e 50 keV	1 exponencial
25 e 50 keV	1 exponencial

Através da tabela 7.9 é possível verificar que, para estes casos, nos intervalos de energia entre 20 keV ou 25 keV e 50 keV, a curva de atenuação já tem um bom ajuste com apenas 1 exponencial.

Fizeram-se novas simulações, em que o intervalo de energias tinha um limite inferior de 10 keV. Começou-se com o intervalo entre 10 e 40 keV, correspondendo a um  $\Delta E=30$  keV.

### **Feixe de energia uniforme entre 10 keV e 40 keV**

Simulou-se um feixe com energia uniforme entre 10 e 40 keV e obteve-se a variação do fluxo em função da espessura de alumínio. A função de ajuste é composta por duas exponenciais. Obtém-se um coeficiente mássico de atenuação  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = 1,53 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = 11,77 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  que correspondem respectivamente a energias de 28 keV e 10,5 keV. É de notar que a segunda exponencial se deve às baixas energias.



**Figura 7.26- Esquema da fonte simulada com energia uniforme entre 10keV e 40 keV e representação da sua energia efectiva  $E_1= 10,5\text{keV}$  e  $E_2= 28 \text{ keV}$**

### **Feixe de energia uniforme entre 10 keV e 30 keV**

Reduzindo um pouco mais o intervalo nas baixas energias, simulou-se um feixe de energia uniforme entre 10 e 30 keV. O gráfico da variação do fluxo em função da espessura continua



a ter uma curva de ajuste composta por 2 exponenciais, com  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = 13,29 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = 2,40 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$ , que correspondem a energias de 14 keV e 23 keV respectivamente.

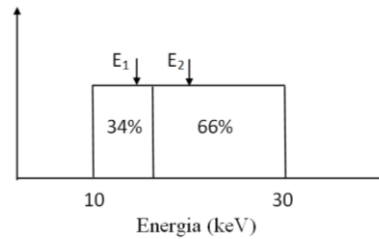


Figura 7.27- Esquema da fonte simulada com energia uniforme entre 10keV e 30 keV e representação da sua energia efectiva  $E_1= 13,5\text{keV}$  e  $E_2= 20 \text{ keV}$

### Feixe de energia contínua entre 10 keV e 25 keV

Reduziu-se ainda mais o intervalo, de maneira a verificar quando é que a curva de ajuste passava para apenas uma exponencial e simulou-se um feixe de energia uniforme entre 10 e 25 keV. Obteve-se o respectivo gráfico da variação do fluxo em função da espessura do alumínio, e através da sua curva de ajuste sabe-se que  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = 3,32 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = 14,15 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$ , que correspondem a energias de 20 keV e 13,5 keV respectivamente.

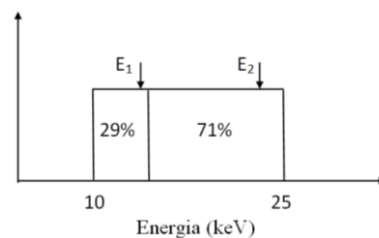


Figura 7.28- Esquema da fonte simulada com energia uniforme entre 10keV e 25 keV e representação da sua energia efectiva  $E_1= 14\text{keV}$  e  $E_2= 23 \text{ keV}$

### Feixe de energia uniforme entre 10 keV e 20 keV

Fez-se uma nova simulação com um feixe de energia uniforme entre 10 e 20 keV, da qual se obteve do gráfico do fluxo em função da espessura uma curva de ajuste com 2 exponenciais, com  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = 15,98 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = 5,23 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  que correspondem a energias de 13 e 17,5 keV respectivamente.

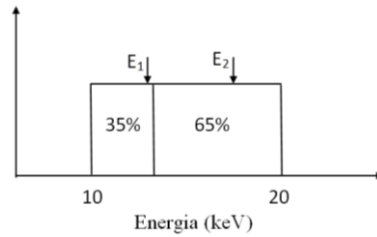


Figura 7.29- Esquema da fonte simulada com energia uniforme entre 10keV e 20 keV e representação da sua energia efectiva  $E_1=13\text{keV}$  e  $E_2=17,5\text{ keV}$

### Feixe de energia uniforme entre 10 keV e 15 keV

Simulou-se um feixe de radiação de energia uniforme entre 10 e 15 keV, e através do gráfico do fluxo em função da espessura verificou-se que o ajuste da curva ainda era composto por duas exponenciais, cujo  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = 4,22\text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  e  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = 14,62\text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  que correspondem a energias de 19 e 13,5 keV respectivamente.

Estes resultados não são fisicamente aceitáveis, uma vez que uma das energias eficazes encontra-se fora do intervalo simulado. Além disso a sua curva de atenuação, contém dois parâmetros,  $A_1$  e  $t_1$  cuja incerteza é de quase 100%, o que não ocorre em mais nenhuma das restantes fontes simuladas, e os valores de  $R^2$  e  $\chi^2$  são os menos satisfatórios em comparação com todos os outros.

### Feixe de energia uniforme entre 10 keV e 12,5 keV

Uma vez que se pretende conhecer o intervalo de energia para a qual a curva de ajuste é composta apenas por uma exponencial, reduziu-se novamente o intervalo, simulando um feixe de energia uniforme entre 10 e 12,5 keV.

A figura que se segue representa a variação do fluxo em função da espessura.

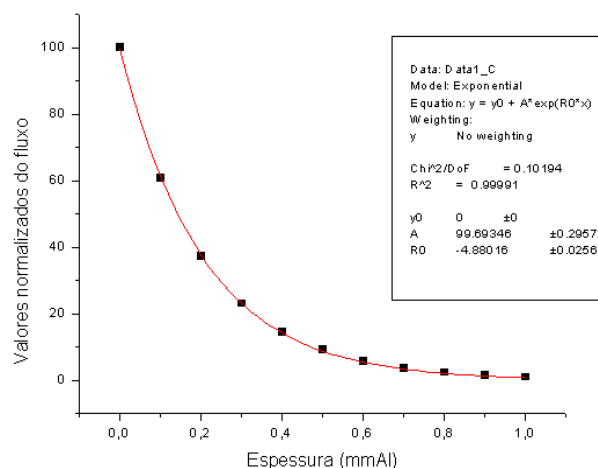


Figura 7.30- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio para um feixe de energia uniforme entre 10 keV a 12,5 keV

Através da expressão da curva de ajuste, sabe-se que  $\frac{\mu}{\rho} = 18,07 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  e corresponde a uma energia efectiva de 12 keV.

Na tabela 7.10 são apresentados todos os dados das curvas de ajuste referente à variação do fluxo em função da espessura, para cada uma das simulações efectuadas, e os gráficos encontram-se no anexo IV.

Tabela 7.10- Resumo da composição da curva de ajuste para cada uma das simulações realizadas

Energia (keV)	$\chi^2$	$R^2$	$Y = Ae^{(-\frac{x}{t})}$		$Y = A_1e^{(-\frac{x}{t_1})} + A_2e^{(-\frac{x}{t_2})}$			
			A	t	A <sub>1</sub>	t <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	t <sub>2</sub>
10-12,5	0,10194	0,99991	99,694 ± 0,296	4,880 ± 0,026	-	-	-	-
10-15	0,15177	0,99989	-	-	90,209 ± 9,365	0,253 ± 0,017	9,670 ± 9,470	0,878 ± 0,651
10-20	0,00063	1	-	-	65,346 ± 0,658	0,708 ± 0,004	34,648 ± 0,653	0,232 ± 0,003
10-25	0,00111	1	-	-	70,812 ± 0,648	1,116 ± 0,010	29,174 ± 0,639	0,262 ± 0,004
10-30	0,00178	1	-	-	65,662 ± 0,706	1,545 ± 0,019	24,320 ± 0,695	0,279 ± 0,006
10-40	0,00130	1	-	-	80,610 ± 0,601	2,417 ± 0,039	19,365 ± 0,590	0,315 ± 0,008
10-50	0,00154	0,99999	-	-	83,615 ± 0,115	3,570 ± 0,020	16,330 ± 0,137	0,346 ± 0
15-50	0,00085	0,99999	-	-	59,121 ± 12,221	9,331 ± 5,842	40,843 ± 12,209	11,346 ± 0,181
17,5-50	0,00014	1	-	-	60,692 ± 11,991	8,182 ± 3,279	39,298 ± 11,986	1,455 ± 0,210
20-50	0,02398	0,99964	99,764 ± 0,092	0,268 ± 0,002	-	-	-	-
25-50	0,00222	0,99995	99,935 ± 0,028	0,206 ± 0,001	-	-	-	-

Dos valores apresentados, é possível concluir que as condições físicas que determinam a existência de uma ou duas exponenciais são, não apenas o valor de  $\Delta E$  como também, a região energética onde se situa o intervalo de energia. De facto verifica-se que para  $\Delta E$  de 30 e 25 keV a curva de ajuste tanto pode ser composta por uma como por duas exponenciais, consoante os limites desse intervalo. Estes dois aspectos que influenciam o tipo de ajuste, influenciam a variação do coeficiente mássico de atenuação (para o alumínio),  $\Delta(\mu/\rho)_{\text{Al}}$ . Na realidade se  $\Delta(\mu/\rho)_{\text{Al}}$  não variar (ou variar muito pouco) num dado intervalo de energia, considera-se uma fonte monoenergética.

Na tabela 7.11 representa-se os valores da diferença dos coeficientes mássicos de atenuação do alumínio  $\Delta(\mu/\rho)_{\text{Al}}$ , para cada um dos intervalos simulados.

Na figura 7.31 pode-se visualizar um esquema simples com os resultados de todas as simulações feitas e o valor do respectivo  $\Delta\mu/\rho$ , identificando se a curva de ajuste é composta por uma exponencial (rosa) ou por duas exponenciais (azul).

Tabela 7.11- Valores da diferença dos coeficientes mássicos de atenuação, relativos a cada intervalo de energia simulado

Intervalo de Energia (keV)	$\Delta E$ (keV)	$\Delta \mu_{\rho}^{\mu}$ (cm <sup>2</sup> /g)
10-12,5	2,5	11
10-15	5	20
10-20	10	25
10-25	15	26,2
10-30	20	26,6
10-40	30	27,4
10-50	40	27,7
15-50	35	7,7
17,5-50	32,5	4,7
20-50	30	2,7
25-50	25	1,3

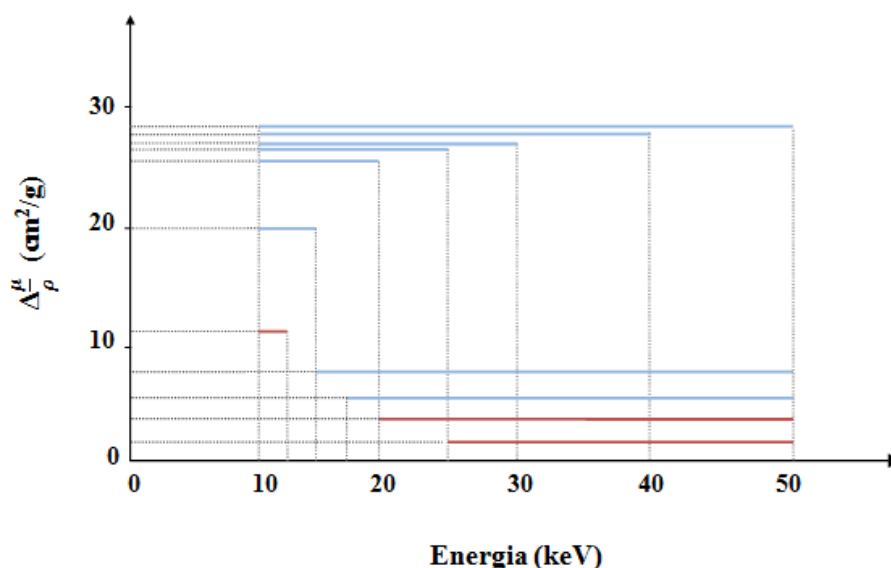


Figura 7.31- Representação esquemática de cada uma das simulações de feixe de energia uniforme realizadas e as respectivas diferenças dos coeficientes mássicos de atenuação das energias máxima e mínima para cada intervalo. As linhas a azul indicam que a curva de ajuste é composta por 2 exponenciais enquanto as linhas a rosa indicam que a curva de ajuste é composta por apenas uma exponencial

Com referência à figura anterior, verifica-se que à excepção do intervalo de 10 a 12,5 keV, todos os restantes, cuja variação dos coeficientes mássicos de atenuação sejam superiores a 2,7 cm<sup>2</sup>/g, apresentam uma curva de ajuste composta por 2 exponenciais. Assim sendo, não é só a largura do intervalo que indica quantas exponenciais tem a curva de atenuação, mas também a diferença existente entre os coeficientes mássicos de atenuação relativos aos extremos do intervalo de energias. Para o intervalo de 10 a 12,5 keV, como o coeficiente varia pouco, aproxima-se de uma fonte monoenergética.

Em conclusão, pode-se afirmar que, para uma fonte com energias  $E \leq 17,5$  keV e com  $\Delta E > 5$  keV, a curva de ajuste vai apresentar duas exponenciais. A exponencial dominante com uma energia efectiva mais elevada e a segunda exponencial com uma energia efectiva menor.

### 7.3- Comparação dos resultados experimentais com os simulados por Monte Carlo

Os espectros relativos a feixes de radiação depois de atravessarem o alumínio e o molibdénio não são, em geral, conhecidos. Como a EUROMET [13] publicou um espectro relativo a um feixe emitido por uma ampola com ânodo de tungsténio, na qual é aplicada uma tensão de 28 keV e que atravessa 0,06 mm de molibdénio e uma vez que se procedeu à caracterização dessa mesma qualidade de radiação em laboratório, resolveu-se simulá-la através de código Monte Carlo, com o objectivo de comparar estes resultados com os experimentais.

Assume-se que o espectro simulado, que segue o espectro publicado, não seja muito diferente do que se caracterizou no laboratório, embora seja razoável admitir sempre pequenas diferenças devido à utilização da ampola de raios X.

#### Feixe com 28 keV de energia máxima

O espectro simulado está representado na figura seguinte e é referente a uma energia máxima de 28 keV. É de salientar que para efectuar esta comparação com os resultados experimentais, os valores calculados foram, não o fluxo como anteriormente mas o kerma no ar. Assim torna-se possível comparar os valores obtidos, normalizados, com os valores da carga, normalizados, obtidos experimentalmente.

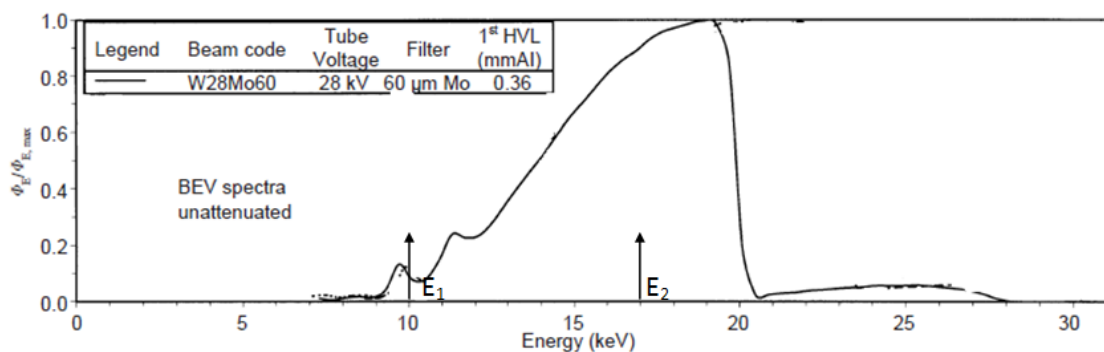


Figura 7.32- Espectro relativo a um feixe emitido por uma ampola com ânodo de tungsténio e uma filtração de 0,06 mm de molibdénio, com uma energia máxima de 28 keV, onde  $E_1=10$  keV e  $E_2=17$  keV são energias efectivas [13]

Comparou-se os valores obtidos pela simulação com os valores experimentais, obtidos para as mesmas condições (28 kV; 0,06 mm Mo), que se encontram representados na seguinte figura.

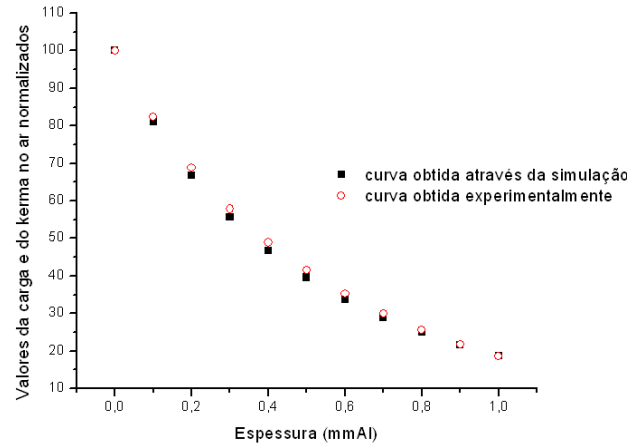


Figura 7.33- Comparação da energia depositada em função da espessura, das medições obtidas experimentalmente com as simuladas para um feixe com energia máxima de 28 keV

É possível constatar que os valores são muito semelhantes, o que vem confirmar que os espectros não podem ser muito diferentes.

Na figura seguinte representa-se a curva de atenuação do fluxo em função da espessura, para o feixe simulado. Utilizou-se o fluxo e não o kerma por uma questão de coerência, uma vez que para todos os outros feixes simulados, as curvas de atenuação apresentadas estão em função do fluxo.

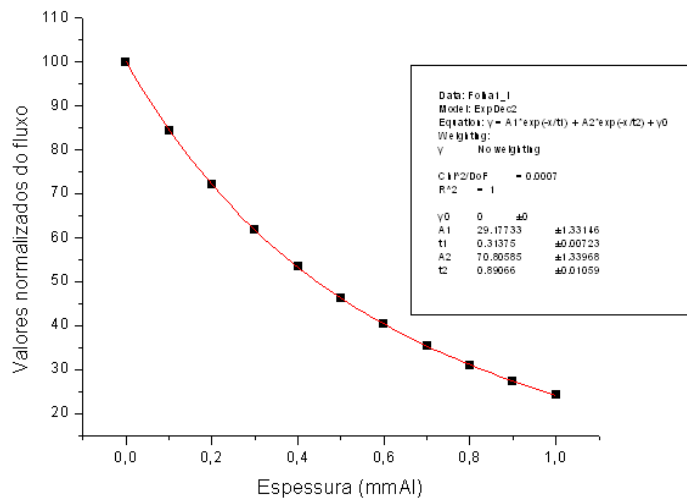


Figura 7.34- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio para um feixe com energia máxima de 28 keV e sem filtração adicional

Através da expressão da curva de ajuste,

$$y = 29,17733e^{-\left(\frac{1}{0,31375}\right)x} + 70,80585e^{-\left(\frac{1}{0,89066}\right)x} \quad (7.14)$$

Tem-se,

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = \frac{3,19}{2,7} = 1,18 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1} \quad (7.15)$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = \frac{11,23}{2,7} = 4,16 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1} \quad (7.16)$$

Então para a primeira componente relativa a  $(\mu/\rho)_1=1,18 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$ , tem-se uma energia de aproximadamente 26 keV que corresponde a 29% da intensidade da radiação, enquanto que a segunda componente com  $(\mu/\rho)_2= 4,16 \text{ cm}^2.\text{g}^{-1}$  apresenta uma energia de aproximadamente 19 keV, correspondendo à restante intensidade da radiação.

Os resultados confirmam as condições enunciadas, para a existência de duas exponenciais na função de ajuste.

### **Feixe com 28 keV de energia máxima e com filtração adicional de 2 mmAl**

Uma vez que a EUROMET publicou outro espectro relativo à mesma situação mas com 2 mm de alumínio adicionado, simulou-se esse mesmo espectro.

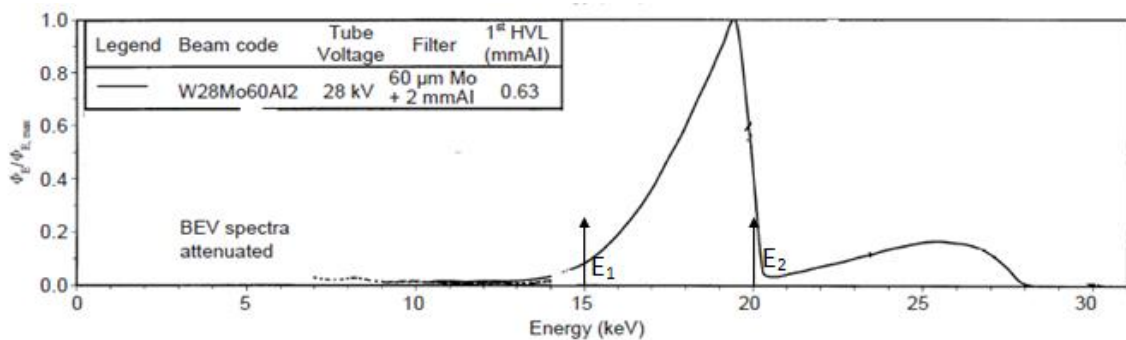


Figura 7.35- Espectro relativo a um feixe emitido por uma ampola com ânodo de tungstênio, filtração de 0,06 mm de molibdênio e filtração adicional com uma energia máxima de 28 keV, onde  $E_1=15 \text{ keV}$  e  $E_2=20 \text{ keV}$  correspondem às energias efectivas [13]

A figura 7.36 mostra as duas curvas obtidas experimentalmente e por simulação, permitindo assim compará-las.

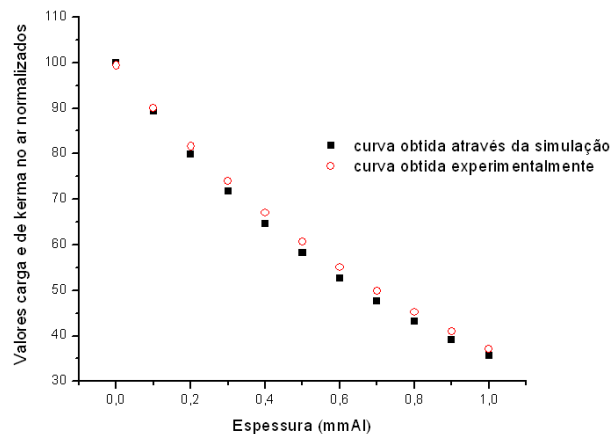


Figura 7.36- Comparação da energia depositada em função da espessura, das medições obtidas experimentalmente com as simuladas para um feixe com energia máxima de 28 keV, com filtração adicional de 2 mmAl

Verifica-se que os resultados diferem um pouco, mostrando que o feixe utilizado em laboratório tem um valor do 1º HVL mais elevado, o que indica ser mais energético.

A figura 7.37 representa para o espectro simulado, a variação do fluxo em função da espessura.

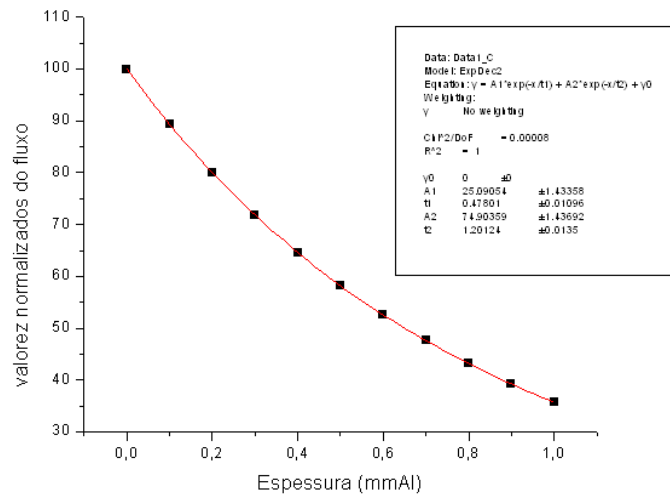


Figura 7.37- Curva do fluxo em função da espessura do alumínio, para um feixe com energia máxima de 28 keV e com filtração adicional (curva de ajuste com 2 exponenciais)

Com a expressão da curva de ajuste,

$$y = 25,09054e^{-\left(\frac{1}{0,47801}\right)x} + 74,90359e^{-\left(\frac{1}{1,20124}\right)x} \quad (7.17)$$

Tem-se que,

$$\mu_1 = \frac{1}{t} = \frac{1}{0,47801} \approx 2,092 \text{ mm}^{-1} \times 10 = 20,92 \text{ cm}^{-1} \quad (7.18)$$

$$\mu_2 = \frac{1}{t} = \frac{1}{1,20124} \approx 0,832 \text{ mm}^{-1} \times 10 = 8,32 \text{ cm}^{-1} \quad (7.19)$$

Ficando então,

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 = \frac{20,92}{2,7} = 7,75 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1} \quad (7.20)$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 = \frac{8,32}{2,7} = 3,08 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1} \quad (7.21)$$

A primeira componente relativa a  $(\mu/\rho)_1 = 7,75 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  apresenta uma energia de 20 keV sendo aproximadamente 25% da intensidade, enquanto que a segunda componente com  $(\mu/\rho)_2 = 3,08 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$  apresenta uma energia de 15 keV que corresponde à restante intensidade da radiação.

Apesar de o estudo ter sido realizado para feixes uniformes de energia, variando o intervalo entre 10 e 50 keV, este pode ser considerado um modelo simplificado para a comparação com outros espectros conhecidos, como é o caso deste último apresentado e publicado pelo EUROMET.

Como se pode verificar os espectros com energia máxima de 28 keV, tanto sem alumínio como com 2 mm de alumínio adicional, apresentam duas exponenciais. Este facto pode ser justificado pelas conclusões retiradas da figura 7.31, uma vez que ambos os espectros apresentam energias abaixo dos 17,5 keV, com uma variação de energia igual ou superior a 5 keV.



## 8. Dosimetria

Quando um feixe de radiação atravessa um material biológico, cinco tipos de informação poderão ter interesse: o espectro de energias, a intensidade do feixe, as distribuições no tempo e no espaço (ou geometria do feixe), a **quantidade de energia que é libertada por unidade de massa em cada ponto** do material irradiado e ainda o efeito biológico da energia cedida ao meio.[4]

A determinação da dose absorvida na mama é um conceito importante na parte do controlo de qualidade da mamografia [37]. Por este motivo, depois da caracterização das qualidades de radiação fez-se um estudo dosimétrico para duas delas, com uma tensão de 25 kV, em que num dos casos utilizou-se uma filtração de 0,03 mm de molibdénio e 2 mm de alumínio e no outro caso apenas se utilizou 0,06 mm de molibdénio.

### 8.1-Descrição do procedimento técnico

Foi utilizada uma câmara de ionização da marca PTW modelo NE2536/3A R171561, que está calibrada em kerma no ar. Esta câmara de ionização foi conectada a um electrómetro da marca PTW e modelo UNIDOS que lhe forneceu uma tensão de +400V. O feixe foi monitorizado por uma câmara de ionização de faces paralelas que estava ligada a um electrómetro da marca PTW, modelo IQ4 que lhe forneceu uma tensão de +500V e possuía um condensador de 9,88 nF.

A carga que é produzida no volume sensível da câmara monitor é recolhida, no eléctrodo de recolha que está ligado ao electrómetro. Esta carga é armazenada no condensador e lida pelo electrómetro, através da diferença de potencial existente entre as placas do condensador. Para se efectuar uma nova medida é necessário descarregar o condensador através do botão de descarga do electrómetro,

Para efectuar a dosimetria destas qualidades de radiação, foi necessário colocar a câmara de ionização no eixo central do feixe. Foi utilizada uma montagem experimental com apenas um colimador à saída da ampola, que permitiu obter o diâmetro do campo de radiação estipulado no certificado de calibração da câmara de ionização. Utilizou-se também uma câmara monitor, que foi colocada depois do colimador para monitorizar a radiação emergente da ampola, ou seja, minimizar as flutuações existentes devido a possíveis alterações da corrente no filamento da ampola. As filtrações utilizadas variaram de uma qualidade de radiação para outra, sendo estas colocadas antes do colimador.

Efectuaram-se 5 séries de 10 medições cada, com a câmara de ionização situada a 50, 60, 70, 80 e 90cm do foco da ampola, recolocando a câmara no eixo central do feixe de radiação no início de cada nova série. O objectivo de fazer medições para estes cinco pontos diferentes foi verificar a lei do inverso do quadrado da distância. Foram também efectuadas 10 medições da radiação de fundo e depois de calculada a sua média, esta foi retirada a cada uma das medições anteriores.

Por fim normalizou-se o valor médio para cada um dos pontos, ao valor medido pela câmara monitor. O valor médio para cada qualidade de radiação, expresso em C/u.m., foi multiplicado pelo coeficiente de calibração  $N_K$ , expresso em Gy/C, obtendo-se um valor referente ao kerma no ar por unidade monitor, em Gy/u.m..

## 8.2- Análise dos resultados obtidos experimentalmente na caracterização das qualidades de radiação

Na seguinte tabela são referidos os valores do HVL para todas as qualidades de radiação caracterizadas experimentalmente.

Tabela 8.1- Valores do HVL para as qualidades de radiação caracterizadas experimentalmente

Tensão (kV)	HVL (mm Al)			
	Com 30 µm Mo		Com 60 µm Mo	
	Sem Al	Com 2 mm Al	Sem Al	Com 2 mm Al
23	-	-	<u>0,359</u>	<u>0,586</u>
24	-	-	<u>0,366</u>	<u>0,601</u>
25	0,248	<u>0,650</u>	<u>0,369</u>	<u>0,602</u>
26	-	-	<u>0,374</u>	<u>0,630</u>
28	-	-	<u>0,387</u>	<u>0,697</u>
30	0,264	0,877	<u>0,396</u>	0,784
31	-	-	<u>0,396</u>	0,830
35	0,278	1,213	<u>0,427</u>	1,131
40	-	-	<u>0,463</u>	1,549
50	-	-	<u>0,549</u>	2,387

Na tabela 8.1 as células a verde indicam as qualidades de radiação, caracterizadas experimentalmente, cujo valor de HVL se encontra dentro do intervalo aceite para a mamografia e para a câmara de ionização simultaneamente. São para estas qualidades de radiação que se justifica fazer dosimetria.

Nesta parte do trabalho experimental efectuou-se um estudo dosimétrico para duas dessas qualidades de radiação, indicadas na tabela anterior com um círculo.

## 8.3-Estudo dosimétrico

Através do certificado de calibração do PTW relativo à câmara de ionização utilizada sabe-se que, o factor de calibração referente ao kerma no ar, está definido para a qualidade de radiação de referência de 30 kV e é igual a:

$$N_k = 8.00 * 10^7 \text{ Gy/C} \quad (8.1)$$

Para as restantes qualidades de radiação multiplica-se este coeficiente pelo factor de correcção,  $k_Q$ .

Na seguinte tabela estão indicados todos os valores, fornecidos no certificado de calibração da câmara utilizada.

Tabela 8.2- Condições de calibração estabelecidas pelo certificado de calibração do PTB, para a câmara de ionização NE2536/3A- R171561 com 0,3 cm<sup>3</sup> de volume, onde  $a$  é a distância entre o foco e a câmara de ionização,  $d$  é o diâmetro do campo a 70 cm,  $k_Q$  é o factor de correcção e  $\epsilon$  é a incerteza relativa para  $N_k \cdot k_Q$ , com um nível de confiança ( $1-\alpha$ )  $\approx 92\%$

Potencial (kV)	Filtração (mm)	HVL (mm Al)	$a$ (cm)	$d$ (cm)	$k_Q$	$\epsilon$ (%)
25	0,03 Mo	0,282	70	10,5	1,005	1,3
30	0,03 Mo	0,337	"	"	1,003	"
35	0,03 Mo	0,374	"	"	1,000	"
25	0,03 Mo + 2 Al	0,580	"	"	1,001	1,5
30	0,03 Mo + 2 Al	0,670	"	"	1,000	"
35	0,03 Mo + 2 Al	0,749	"	"	0,999	"

Conforme indicado na tabela 8.2, os factores de correcção tanto podem ser expressos em termos de tensão como de HVL. Estes factores permitem validar a rastreabilidade das medidas e são representados nas figuras 8.1 e 8.2 em função da tensão e do HVL respectivamente.

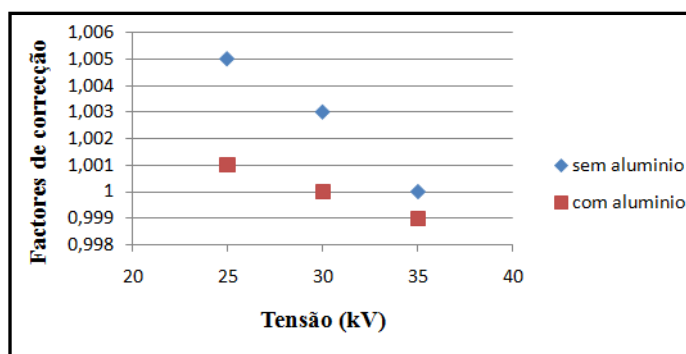


Figura 8.1- Representação dos factores de correcção em função do potencial aplicado

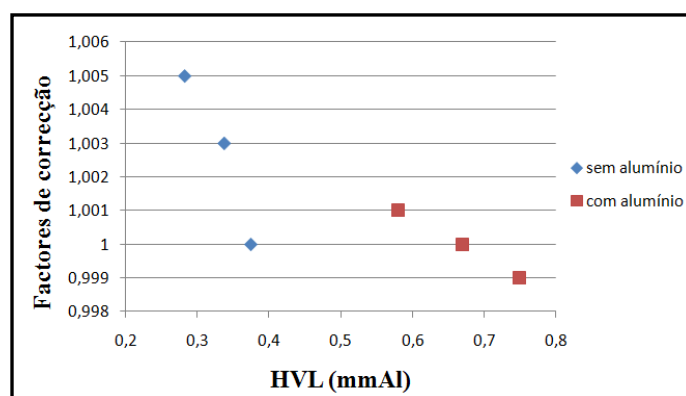


Figura 8.2- Representação dos factores de correcção em função do valor do HVL

Como o certificado refere qualidades de radiação cuja tensão aplicada é a mesma, diferindo apenas a filtração da ampola (sem alumínio ou com 2 mm de alumínio), analisou-se os dados em termos de HVL, sendo possível um melhor ajuste aos valores.

Através da análise dos gráficos anteriores, verifica-se que a câmara de ionização é muito pouco dependente da energia, uma vez que os factores de correcção variam pouco, cerca de 0,6% para valores de HVL compreendidos entre 0,282 e 0,749 mm de alumínio. Pode-se definir este, como sendo o intervalo de valores de HVL aceite para esta câmara de ionização. Segundo a International Standard IEC 61671 para a mamografia, o valor de HVL não deve exceder mais de 5% o intervalo 0,25-1mm Al [15].

Começou-se por considerar uma tensão aplicada na ampola de 25 kV e uma filtração de 0,06 mm de molibdénio.

### **Para 25 kV com 0,06 mm de molibdénio e sem filtração adicional**

Para fazer a dosimetria para esta qualidade de radiação, utilizou-se a montagem esquematizada na seguinte figura.

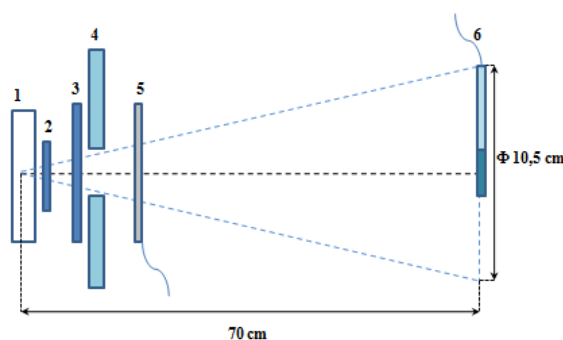


Figura 8.3- Representação esquemática da montagem experimental utilizada na dosimetria, onde 1) é a ampola de raios X, 2) é o obturador, 3) é a filtração de molibdénio (duas folhas de 0,03 mm), 4) é o colimador com 1,72 cm de diâmetro, 5) é a câmara monitor e 6) é a câmara de ionização

As medidas relativas à carga por unidade monitor para cada uma das cinco posições da câmara de ionização (50, 60, 70, 80 e 90 cm) encontram-se representadas graficamente na figura abaixo.

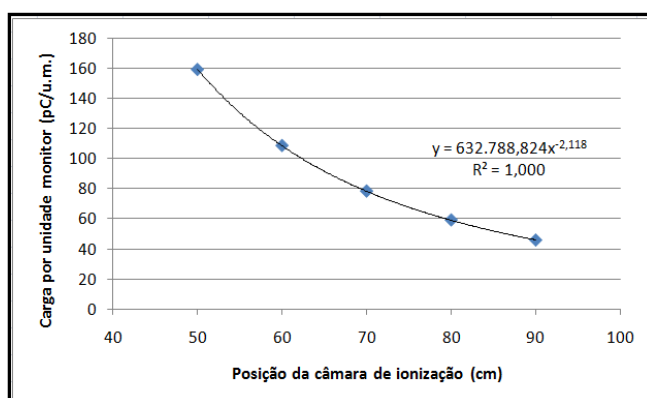


Figura 8.4- Variação da carga em função da distância, para o estudo dosimétrico, da qualidade de radiação cuja tensão aplicada é 25 kV e o feixe atravessa 0,06 mm Mo

Através da figura 8.4 verifica-se um bom ajuste da recta, expressa por  $y = 6,32789 \times 10^5 \times x^{-2,118}$ . Para uma distância da câmara de ionização ao foco da ampola de 70 cm obtém-se uma carga por unidade monitor  $y=78,22$  pC/u.m..

Como indicado na tabela 8.1 para esta qualidade de radiação o valor do HVL calculado experimentalmente é igual a 0,369 mm Al, que admite um factor de correcção de aproximadamente 1,001 de acordo com a figura 8.2. Este factor multiplicado pelo factor de calibração e pela carga por unidade monitor quando a câmara se encontra a 70 cm, permite obter a kerma no ar por unidade monitor a esta mesma distância.

$$D = y \times N_K = 78,22 \times 10^{-12} \frac{C}{u.m.} \times 1,001 \times 8,00 \times 10^7 \frac{Gy}{C} = 6,26 \frac{mGy}{u.m.}$$

A incerteza associada à kerma no ar foi calculada a partir da Lei de Propagação das Incertezas, onde apenas se considerou as componentes da incerteza associadas às medidas e ao factor de calibração. Não foram consideradas as componentes menores da incerteza associadas à correcção da temperatura e da pressão e à posição da câmara de ionização. Assim, a incerteza associada ao kerma no ar foi calculada pela seguinte expressão,

$$\mu_D = \sqrt{y^2 \mu_{Nk}^2 + N_K^2 \mu_y^2} \quad (8.2)$$

Onde  $\mu_y = \frac{\sigma_y}{\sqrt{N}}$  com  $N = 10$ .

Para esta qualidade de radiação, a incerteza associada às medidas experimentais, quando a câmara de ionização se encontra a 70 cm do foco da ampola é então, dada por  $\mu_y = \frac{1,191}{\sqrt{10}} \approx 0,376 \frac{pC}{u.m.}$ .

Para se poder efectuar os restantes cálculos é necessário alterar o nível de confiança, da incerteza de relativa de  $N_K \cdot k_Q$  de 92% para 66%, que corresponde a um factor de cobertura  $k$  igual a 1.

Na tabela 8.3 são indicadas as incertezas para um nível de confiança de 92, 95 e 66%.

Tabela 8.3- Valores da incerteza relativa para  $N_K \cdot k_Q$ , com a alteração dos níveis de confiança de 92% para 95% e 66% [38]

ε (%)		
Nível de confiança (1-α)=92%	Nível de confiança (1-α)=95%	Nível de confiança (1-α)=66%
1,3	1,46	0,57
1,3	1,46	0,57
1,3	1,46	0,57
1,5	1,68	0,66
1,5	1,68	0,66
1,5	1,68	0,66

Substituindo todos os valores na equação 8.2, obtém-se uma incerteza  $\mu_D$  associada à dose.

$$\mu_D = \sqrt{y^2 \mu_{Nk}^2 + N_K^2 \mu_y^2} =$$

$$= \sqrt{(78,22 \times 10^{-12})^2 \times (0,0066 \times 8 \times 10^7 \times 1,001)^2 + (8 \times 10^7 \times 1,001)^2 \times (0,376^{-12})^2}$$

$$\approx 0,05 \frac{\text{mGy}}{\text{u.m.}}$$

Então para esta qualidade de radiação o kerma no ar é de  $6,26 \frac{\text{mGy}}{\text{u.m.}} \pm 0,10 \frac{\text{mGy}}{\text{u.m.}}$  com  $k=2$ .

O estudo dosimétrico foi ainda realizado quando a tensão aplicada na ampola é de 25 kV e se tem uma filtração de 0,03 mm de molibdénio e 2 mm de alumínio.

### **Para 25 kV com 0,03 mm de molibdénio e 2 mm de alumínio**

A montagem experimental que se utilizou para fazer a dosimetria desta qualidade de radiação encontra-se esquematizada na seguinte figura.

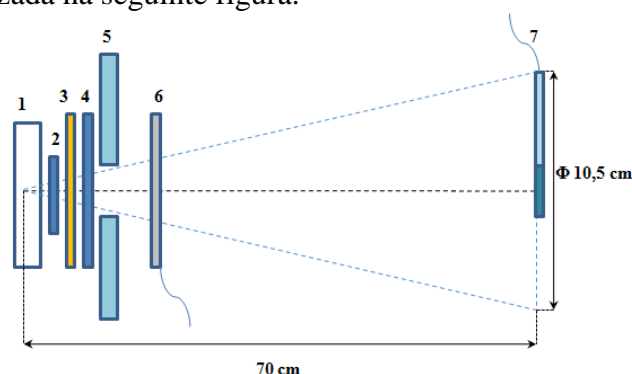


Figura 8.5- Representação esquemática da montagem experimental utilizada na dosimetria, onde 1) é a ampola de raios X, 2) é o obturador, 3) é a filtração adicional de alumínio (2 mm Al), 4) é a filtração de molibdénio (uma folha de 0,03 mm), 5) é o colimador com 1,72 cm de diâmetro, 6) é a câmara monitor e 7) é a câmara de ionização

As medidas relativas à carga por unidade monitor para cada uma das cinco posições da câmara de ionização (50, 60, 70, 80 e 90 cm) encontram-se representadas graficamente na figura abaixo.

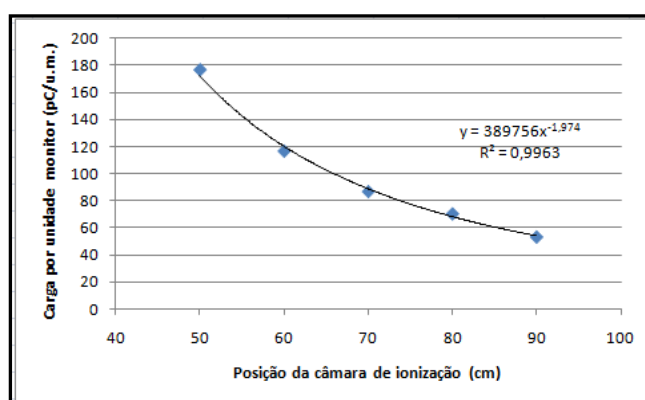


Figura 8.6- Variação da carga em função da distância, para o estudo dosimétrico, da qualidade de radiação cuja tensão aplicada é 25 kV e o feixe atravessa 0,03 mm Mo e 2 mm Al

Conforme indica na figura 8.6 a curva de ajuste é expressa por  $y = 3,89756 \times 10^5 \times x^{-1,974}$ . Para uma distância da câmara de ionização ao foco da ampola de 70 cm obtém-se uma carga por unidade monitor  $y=88,83 \text{ pC/u.m.}$

Segundo o certificado de calibração sabe-se que para esta qualidade de radiação, o factor de correcção é igual a 1,001. Este factor multiplicado pelo factor de calibração e pela carga por unidade monitor quando a câmara se encontra a 70 cm, permite obter o kerma no ar por unidade monitor a esta distância.

$$D = y \times N_K = 88,83 \times 10^{-12} \frac{C}{u.m.} \times 1,001 \times 8 \times 10^7 \frac{Gy}{C} = 7,11 \frac{mGy}{u.m.}$$

Para esta qualidade de radiação, a incerteza associada às medidas experimentais, quando a câmara de ionização se encontra a 70 cm do foco da ampola é então, dada por  $\mu_y = \frac{0,413}{\sqrt{10}} \approx 0,131 \frac{pC}{u.m.}$ .

Substituindo todos os valores na equação 8.2, obtém-se uma incerteza  $\mu_D$  associada à dose.

$$\begin{aligned} \mu_D &= \sqrt{y^2 \mu_{N_K}^2 + N_K^2 \mu_y^2} = \\ &= \sqrt{(88,83 \times 10^{-12})^2 \times (0,0066 \times 8 \times 10^7 \times 1,001)^2 + (8 \times 10^7 \times 1,001)^2 \times (0,131 \times 10^{-12})^2} \\ &\approx 0,05 \frac{mGy}{u.m.} \end{aligned}$$

Então para esta qualidade de radiação o kerma no ar é de  $7,11 \frac{mGy}{u.m.} \pm 0,10 \frac{mGy}{u.m.}$  com  $k=2$ .

A razão da utilização do kerma deve-se ao facto da radiação não directamente ionizante (radiação electromagnética) interagir com a matéria através de um processo com dois estágios. No primeiro, a radiação interage com a matéria produzindo partículas carregadas e no segundo, estas interagem com a matéria depositando nela a energia cinética recebida. Enquanto o primeiro estágio é medido pelo kerma, o segundo é medido pela dose absorvida.

Diversos autores especificaram de diferentes modos a dose de radiação recebida pelo paciente em distintas situações, o que pode levar a interpretações enganosas quando os resultados são comparados. Para evitar estas situações é necessário referir sempre as condições em que se realizaram tais medições.

A dose recebida pelos pacientes tem de ser encarada, tendo em conta a relação benefício/risco, que na maior parte das situações é difícil conhecer, acabando por ser um apelo ao bom senso.





## 9. Conclusões

O principal objectivo deste trabalho consistiu na caracterização das qualidades de radiação de uma ampola de raios X com ânodo de tungsténio, no âmbito da mamografia.

Toda a actividade experimental foi realizada no LMRI, tendo surgido dificuldades em algumas etapas.

Numa primeira fase do trabalho, começou-se por caracterizar o perfil do campo de radiação, que não era uniforme e não apresentava as dimensões definidas no certificado de calibração da câmara de ionização (NE2536/3A) utilizada na dosimetria. Depois de estudar esta situação, concluiu-se que ao adicionar à montagem experimental um colimador com um diâmetro de 1,72 cm e uma filtração de 0,06 mm de molibdénio, entre este e o obturador, o efeito anódico seria atenuado e o campo tornava-se uniforme e homogéneo com uma dimensão de aproximadamente 10,5 cm de diâmetro, a uma distância de 70 cm do foco da ampola.

Numa etapa seguinte, procedeu-se à caracterização das qualidades de radiação para feixes de energia com tensões entre 23 e 50 kV, intervalo de valores normalmente utilizado na mamografia. Depois de se efectuar as medições, tratou-se os dados no *Origin 7.5* e obteve-se uma curva de atenuação para cada uma das qualidades de radiação. Em cada uma dessas curvas retirou-se os valores do primeiro e do segundo HVL, através da sua intersecção com uma recta  $y=50$  e  $y=25$ , respectivamente. Com estes valores, foi possível calcular o coeficiente de homogeneidade.

Os valores do HVL de cada uma das qualidades de radiação, caracterizadas experimentalmente, foram comparados com valores publicados por alguns laboratórios de metrologia de referência, permitindo uma avaliação dos resultados obtidos.

Através de uma análise mais pormenorizada das curvas de atenuação obtidas para cada qualidade de radiação, verificou-se que o ajuste se fazia, para certas condições com uma exponencial, e para outras condições com duas exponenciais.

Foi necessário recorrer ao Teorema da Função Implícita para calcular as incertezas, associadas ao 1º HVL, das qualidades de radiação que seguem uma atenuação exponencial de segunda ordem. Para as qualidades de radiação que seguem uma lei de atenuação simples, as incertezas associadas ao 1º HVL foram obtidas através da Lei de Propagação de Incertezas.

De modo a perceber a física inerente ao facto de umas vezes a curva de ajuste ser composta por uma exponencial e outras vezes por duas exponenciais, dependendo da qualidade de radiação, simulou-se em código Monte Carlo fontes de energia uniforme entre 10 e 50 keV, variando o intervalo. Através deste estudo, concluiu-se que para uma diferença de coeficientes mássicos de atenuação relativos à energia máxima e mínima do intervalo, superior a 2,7 cm<sup>2</sup>/g, a curva de ajuste é sempre composta por duas exponenciais. Concluiu-se também que o mesmo se verifica para energias inferiores ou iguais a 17,5 keV, com uma diferença de energia superior a 5 keV.

Uma vez que é conhecido um dos espectros relativos a uma das qualidades de radiação caracterizadas, simulou-se esse mesmo espectro e comparou-se os valores simulados com os obtidos experimentalmente, o que valida as conclusões retiradas no ponto anterior.

Para finalizar o trabalho experimental, fez-se a dosimetria para duas qualidades de radiação. A tensão aplicada na ampola foi de 25 kV e num dos casos a filtração utilizada foi 0,06 mm de molibdénio enquanto noutro se utilizou uma filtração de 0,03 mm de molibdénio e 2 mm de alumínio, obtendo-se valores de dose (kerma no ar por unidade monitor) de  $6,26 \frac{mGy}{u.m.} \pm 0,10 \frac{mGy}{u.m.}$  e de  $7,11 \frac{mGy}{u.m.} \pm 0,10 \frac{mGy}{u.m.}$  respectivamente, para um intervalo de confiança de 95%.

Esta dissertação permitiu caracterizar qualidades de radiação utilizadas na mamografia. Foi ainda feita a dosimetria para duas dessas qualidades de radiação embora só uma delas esteja definida no certificado de calibração da câmara de ionização utilizada. O laboratório fica assim apto a fazer o controlo dosimétrico para esta qualidade de radiação.

Como trabalho futuro sugere-se que seja realizada a dosimetria de mais qualidades de radiação, estando estas definidas no certificado de calibração da câmara de ionização.

## Referências Bibliográficas

- [1] F.H. Attix and F.H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, Wiley-VCH, 1986.
- [2] J. Beutel, M. Sonka, and J.M. Fitzpatrick, *Handbook of medical imaging: Medical image processing and analysis*, SPIE Press, 2000.
- [3] P.I.B.J.D.M. Limede, "Caracterização das qualidades de radiação X de diagnóstico, segundo a norma internacional IEC 61267" Available: <http://run.unl.pt/handle/10362/3956>.
- [4] J. Lima, *Técnicas de Diagnóstico com Raios X: Aspectos físicos e biofísicos*, Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009.
- [5] M. Rodrigues, "Estudo da Distribuição de Dose em Torno de Fontes Usadas em Braquiterapia," Tese de Mestrado, Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2009.
- [6] R. Costa, "Estudo do campo de radiação na envolvente de instrumentação radiológica utilizada na indústria," Tese de Mestrado, Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2009.
- [7] D.T. Graham and P.J. Cloke, *Principles of radiological physics*, Elsevier Health Sciences, 2003.
- [8] J.E. Turner, *Atoms, radiation, and radiation protection*, Wiley-VCH, 2007.
- [9] F. Verhaegen and I. A. Castellano, "Microdosimetric Characterisation of 28 kVp Mo/Mo, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh and Mo/Rh Mammography X Ray Spectra," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 99, Jun. 2002, pp. 393 -396.
- [10] "Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation," 1998.
- [11] "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103," *Annals of the ICRP*, vol. 37, 2007, pp. 1-332.
- [12] J.J. Pedroso Lima, "Radioproteção," vol. I, Dezembro de e Maio de 2001. 2000, pp. 76-77.
- [13] J. Witzani, H. Bjerke, F. Bochud, I. Csete, M. Denozziere, W. de Vries, K. Ennow, J.E. Grindborg, C. Hourdakakis, A. Kosunen, H.M. Kramer, F. Pernicka, and T. Sander, "Calibration of dosimeters used in mammography with different X ray qualities: Euromet Project No. 526," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 108, Jan. 2004, pp. 33 -45.
- [14] "Ensaio Materiais ensa24" Available: <http://www.scribd.com/doc/16193238/Ensaio-Materiais-ensa24>.
- [15] J.G.P. Peixoto and C.E. Almeida, "The radiation metrology network related to the field of mammography: implementation and uncertainty analysis of the calibration system," *Measurement Science and Technology*, vol. 12, 2001, p. 1586.
- [16] C. Kessler, P. Roger, and D.T. Burns, "Establishment of reference radiation qualities for mammography," 2010.
- [17] S. Brás, "Dosimetria do paciente em radiologia, no IPOFG-CROC," Tese de Mestrado, Universidade do Algarve, Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2006.
- [18] L.A. DeWerd, J.A. Micka, R.W. Laird, D.W. Pearson, M. O'Brien, and P. Lamperti, "The effect of spectra on calibration and measurement with mammographic ionization chambers," *Medical Physics*, vol. 29, Nov. 2002, pp. 2649-2654.
- [19] H.M. Kramer, "European Intercomparison of Diagnostic Dosimeters: Calibration of the Reference Dosimeters," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 43, 1992, p. 75.

- 
- [20] J.F. Briesmeister, "MCNPX USER'S MANUAL."
  - [21] E. Communities, *European Protocol on Dosimetry in Mammography*, European Commission, 1997.
  - [22] C. Etard, S. Sinno-Tellier, and B. Aubert, "Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical," 2007.
  - [23] "IEC 61267-Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics," 2005.
  - [24] M. Ljungberg, S. Strand, and M.A. King, *Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: APPLICATIONS IN DIAGNOSTIC IMAGING*, Taylor & Francis, 1998.
  - [25] J.F. Briesmeister, "MCNPX A General Monte Carlo N-Particle Transport Code," 1993.
  - [26] "Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice," 2008.
  - [27] "Medcyclopaedia - Physics, Techniques and Procedures" Available: [http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume\\_i.aspx](http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_i.aspx).
  - [28] J. Cardoso, "Construção e desenvolvimento de uma câmara de ionização para medida directa da grandeza equivalente de dose individual, a 10 mm de profundidade, Hp(10)," Tese de Mestrado, Universidade de Lisboa - Faculdade de Ciências.
  - [29] ISO - International Organization for Standardization and ISO - International Organization for Standardization, "X and gamma reference radiation for calibrating doseimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy" Available: [http://www.iso.org/iso/catalogue\\_detail.htm?csnumber=20781](http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=20781).
  - [30] M.C. Abreu, *Física Experimental - Uma introdução*, Lisboa: Editorial Presença, 1994.
  - [31] A.M. COSTA and L.V. Caldas, "Câmara de ionização de placas paralelas para radiação-X de radiografia convencional e mamografia," *Radiol Bras*, pp. 39-43.
  - [32] C. Kessler, "Establishment of simulated mammography radiation qualities at the BIPM," *Rapport BIPM*, vol. 8, 2006.
  - [33] R. Moeckli, F.R. Verdun, S. Fiedler, M. Pachoud, P. Schnyder, and J.F. Valley, "Objective comparison of image quality and dose between conventional and synchrotron radiation mammography," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 45, 2000, p. 3509.
  - [34] "Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)" Available: <http://www.ptb.de/en/zieleaufgaben/dieptb.html>.
  - [35] I. BIPM, I. IFCC, and I. IUPAC, "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement," *International Organization for Standardization, Geneva. ISBN*, pp. 92-67.
  - [36] "NIST: X-Ray Mass Attenuation Coefficients - Table 3" Available: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>.
  - [37] D.R. Dance, C.L. Skinner, and G.A. Carlsson, "Breast dosimetry," *Applied Radiation and Isotopes: Including Data, Instrumentation and Methods for Use in Agriculture, Industry and Medicine*, vol. 50, Jan. 1999, pp. 185-203.
  - [38] "Distribuição Normal Padrão" Available: <http://pwp.net.ipl.pt/deea.isel/ccamus/Doc/TabelaNormal.pdf>.

## Anexo I

Existem vários factores que influenciam o espectro de raios X, tal como a corrente, o potencial da ampola, o material do ânodo e a filtração utilizada.

Nos gráficos abaixo é possível verificar esta influência devido a cada um destes componentes.

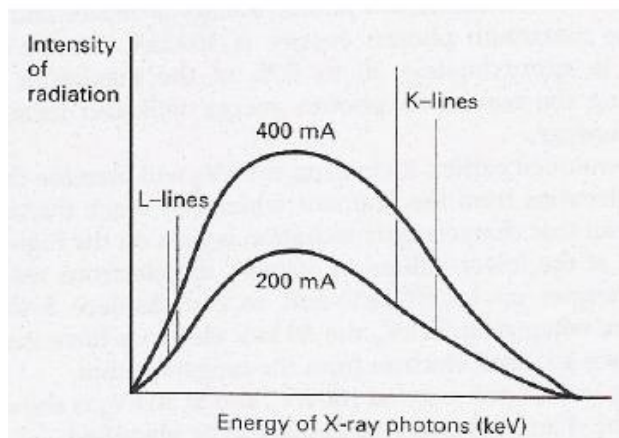


Figura I.1- Variação da corrente numa ampola de raios X (19)

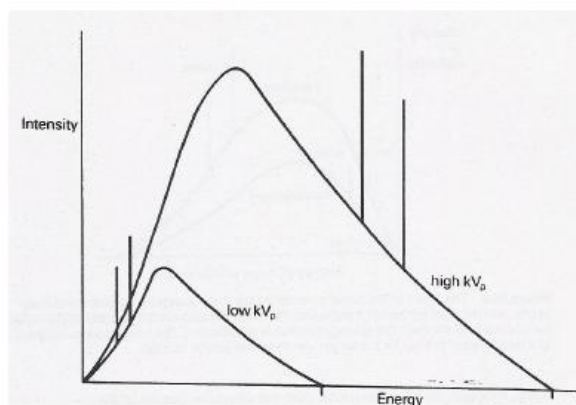


Figura I.2- Variação do potencial numa ampola de raios X (19)

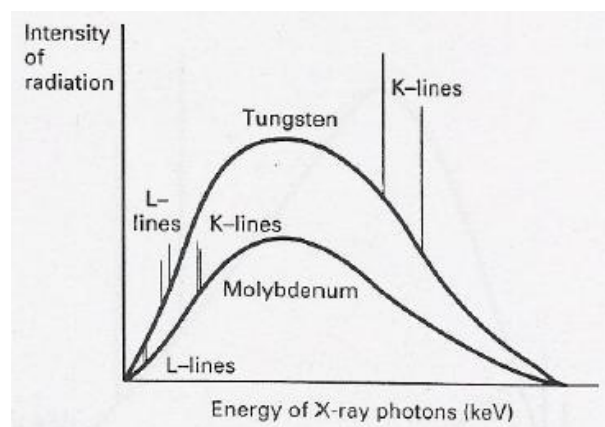


Figura I.3- Variação do espectro de acordo com o material do ânodo na ampola de raios X (19)

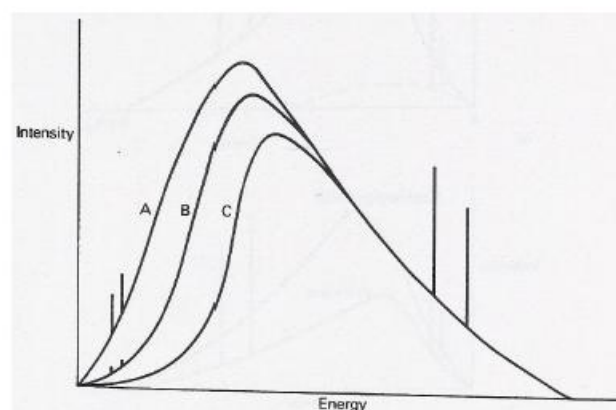
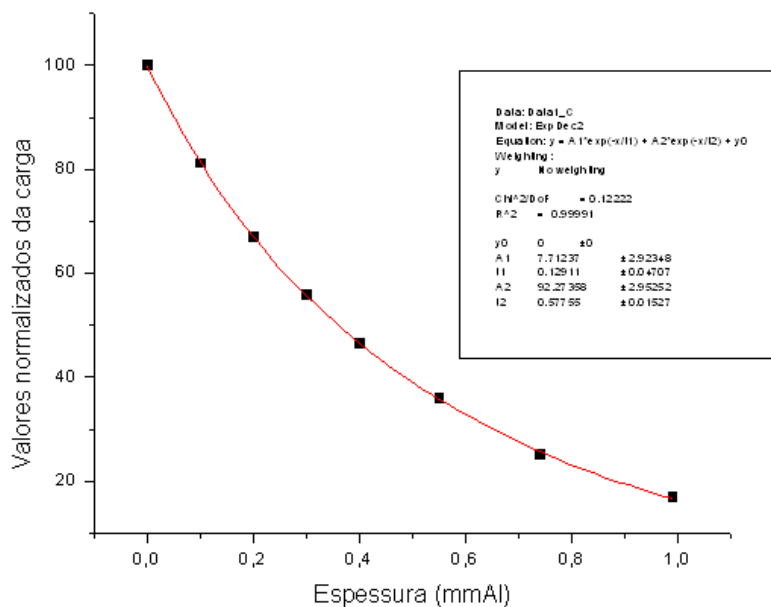


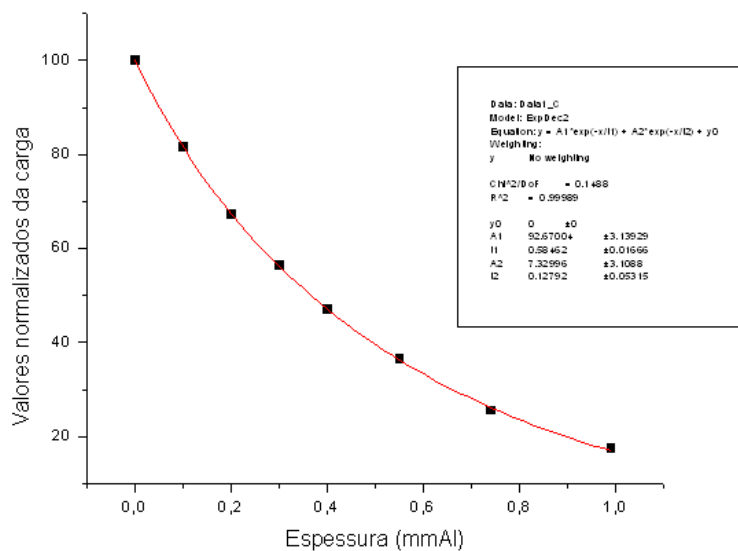
Figura I.4- Variação do espectro produzido no alvo (A) quando se adiciona filtração inerente (B) e adicional (C) (19)

## Anexo II

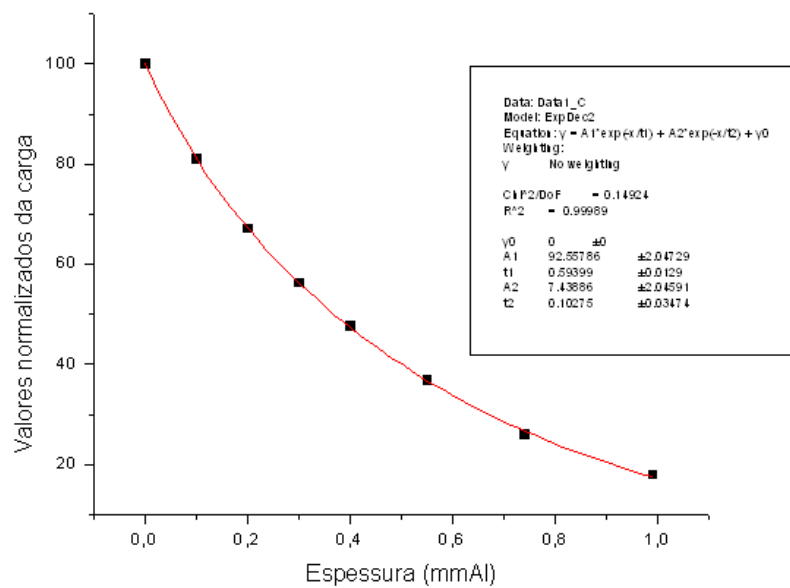
De seguida são mencionados os gráficos referentes a dez qualidades de radiação que têm em comum 0,06 mm de Molibdénio e nenhuma apresenta filtração adicional.



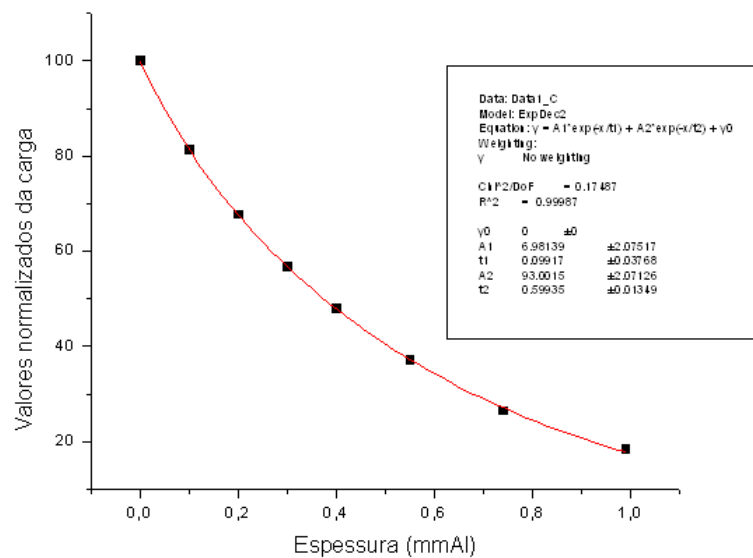
**Figura II.1-** Curva de atenuação para um potencial de 23 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdénio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)



**Figura II.2-** Curva de atenuação para um potencial de 24 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdénio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)

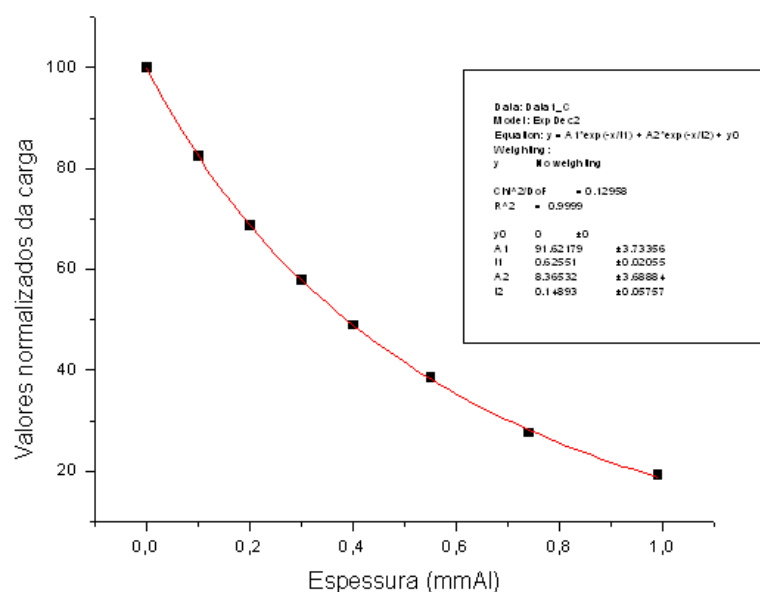


**Figura II.3- Curva de atenuação para um potencial de 25 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdénio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)**

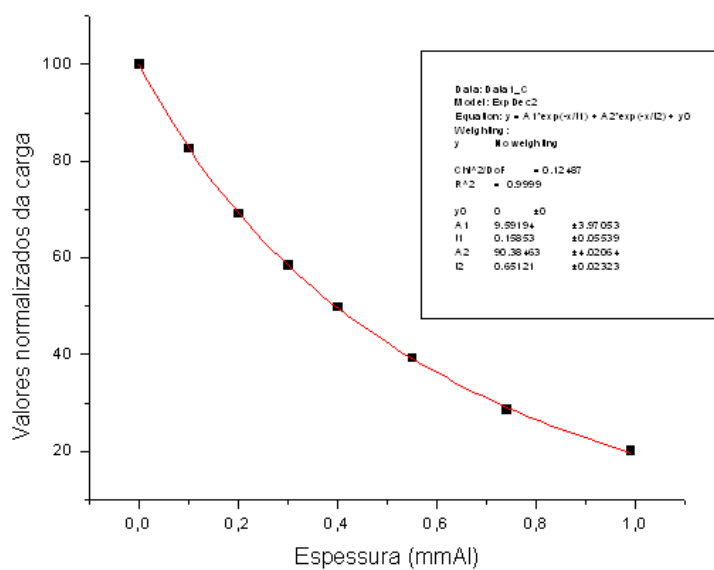


**Figura II.4- Curva de atenuação para um potencial de 26 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdénio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)**





**Figura II.5- Curva de atenuação para um potencial de 28 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)**



**Figura II.6- Curva de atenuação para um potencial de 30 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)**

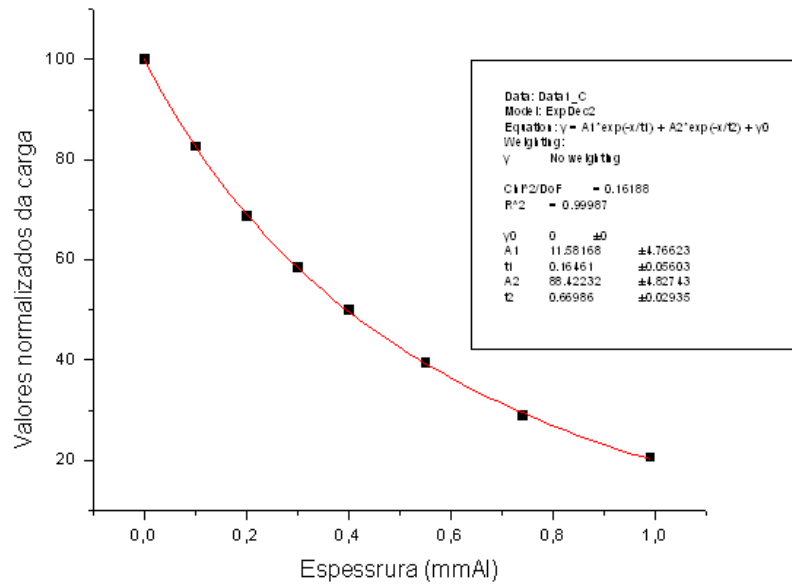


Figura II.7- Curva de atenuação para um potencial de 31 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdénio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)

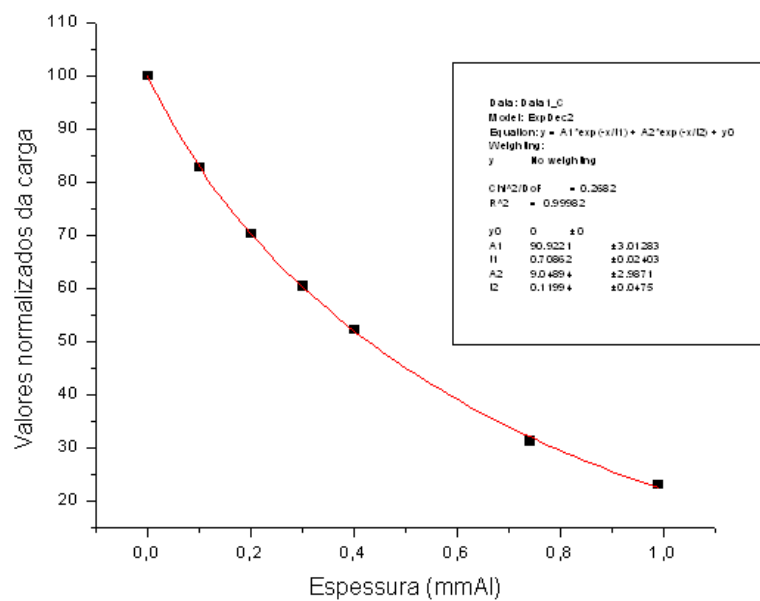
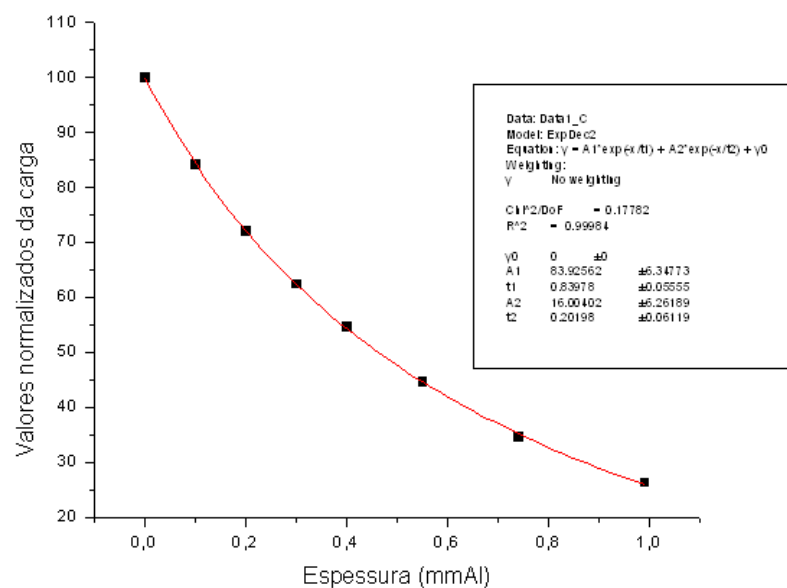
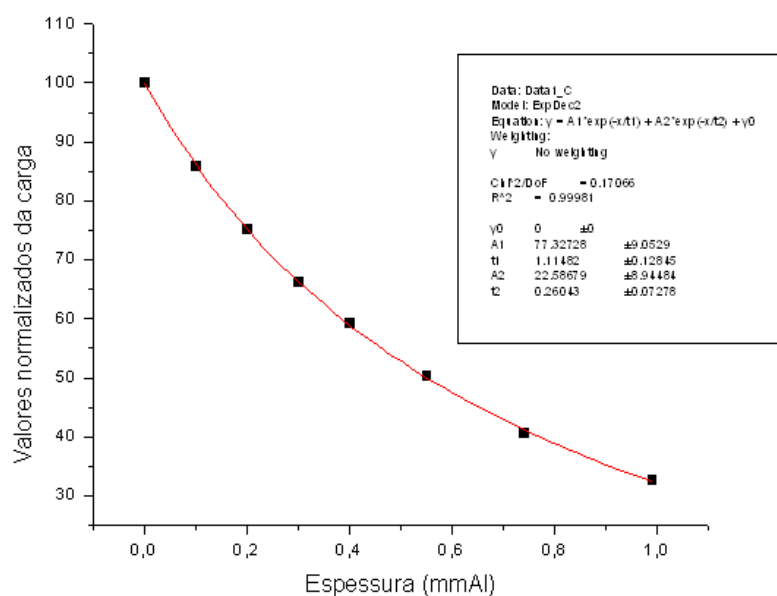


Figura II.8- Curva de atenuação para um potencial de 35 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdénio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)

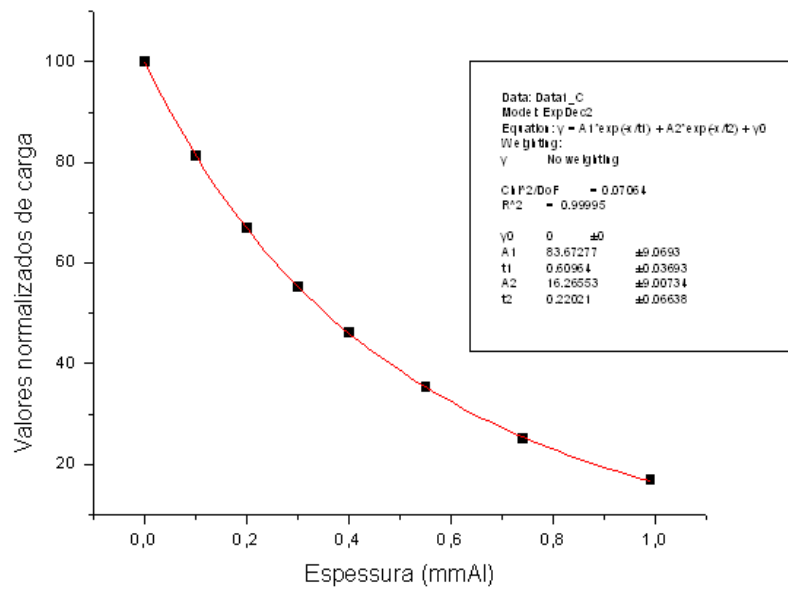


**Figura II.9-** Curva de atenuação para um potencial de 40 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)

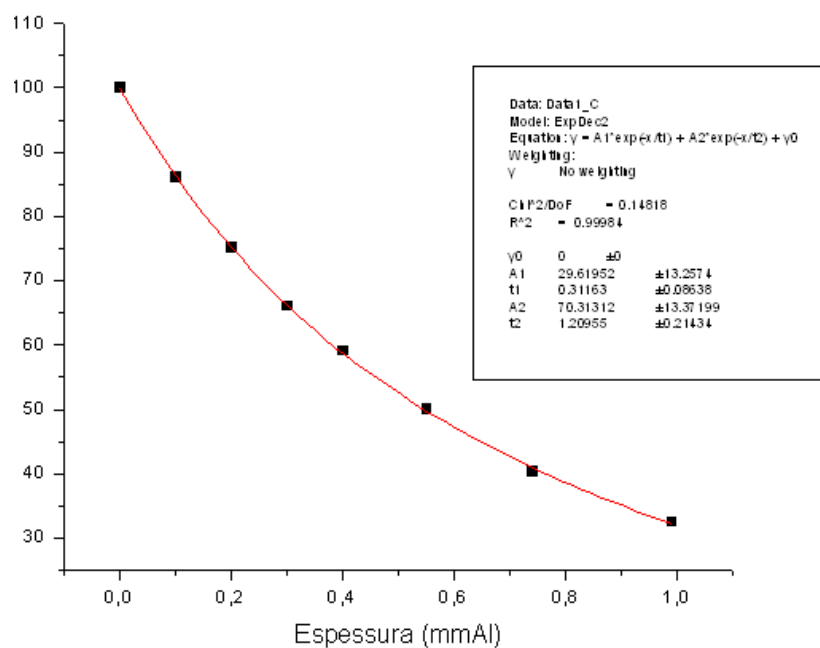


**Figura II.10-** Curva de atenuação para um potencial de 50 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e não tem filtração adicional (com câmara de monitorização)

Também se realizou duas qualidades de radiação em que se retirou a câmara de ionização, ambas com 0,06 mm de Molibdênio e sem filtração adicional.



**Figura II.11- Curva de atenuação para um potencial de 23 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e não tem filtração adicional sem câmara de monitorização**



**Figura II.12- Curva de atenuação para um potencial de 50 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e não tem filtração adicional sem câmara de monitorização**

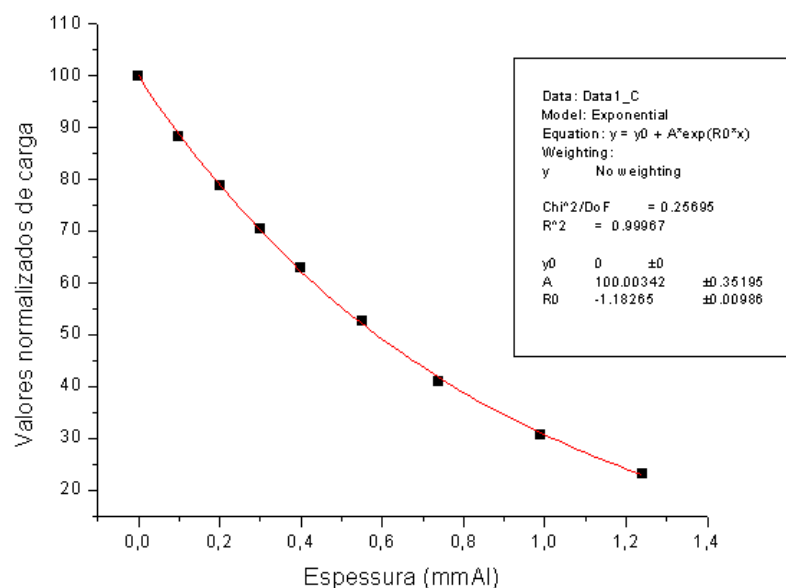
**Tabela II.13- Comparação dos valores do 1ºHVL para as 10 qualidades de radiação medidas experimentalmente no LMRI com o de outros Laboratórios internacionais**

<b>Tensão (kV)</b>	<b>BIPM</b>	<b>PTB</b>	<b>LMRI</b>	<b>UIAR</b>	<b>IRD</b>	<b>IPEN</b>
<b>23</b>			0,359		0,332	
<b>24</b>			0,366	0,33		
<b>25</b>	0,342	0,36	0,368		0,346	0,33
<b>26</b>			0,374	0,34		
<b>28</b>	0,356	0,37	0,387	0,35	0,355	0,34
<b>30</b>	0,364	0,38	0,395	0,36	0,373	0,35
<b>31</b>			0,396	0,37		
<b>35</b>	0,388	0,41	0,427		0,408	0,38
<b>40</b>	0,417	0,45	0,463			
<b>50</b>	0,489	0,56	0,549			

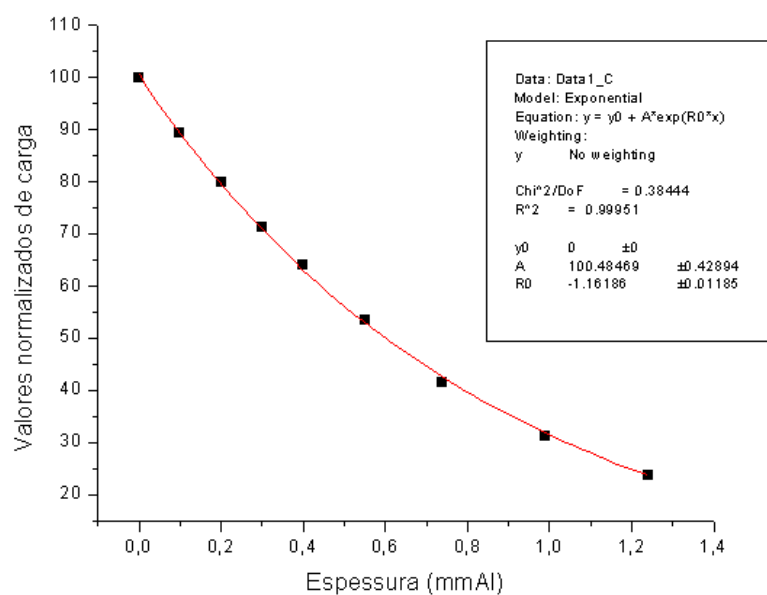


## Anexo III

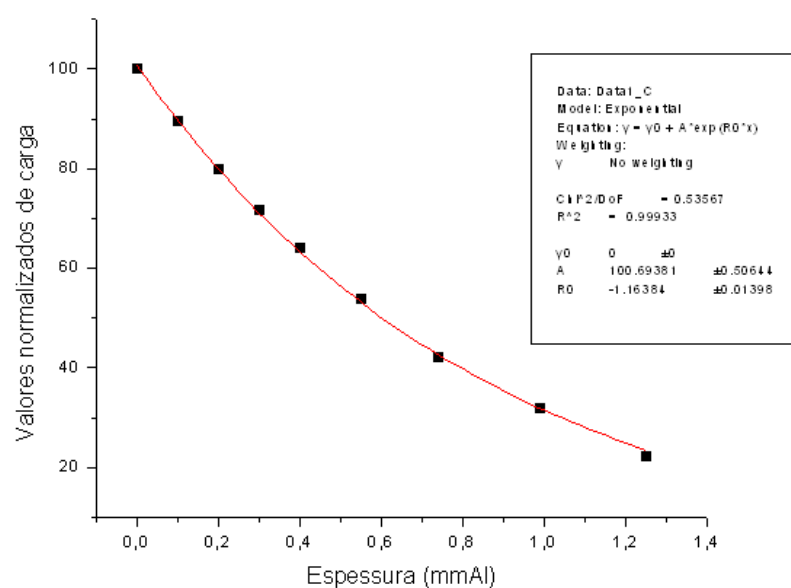
Foram realizadas dez qualidades de radiação também com 0,06 mm de Molibdênio e com filtração adicional.



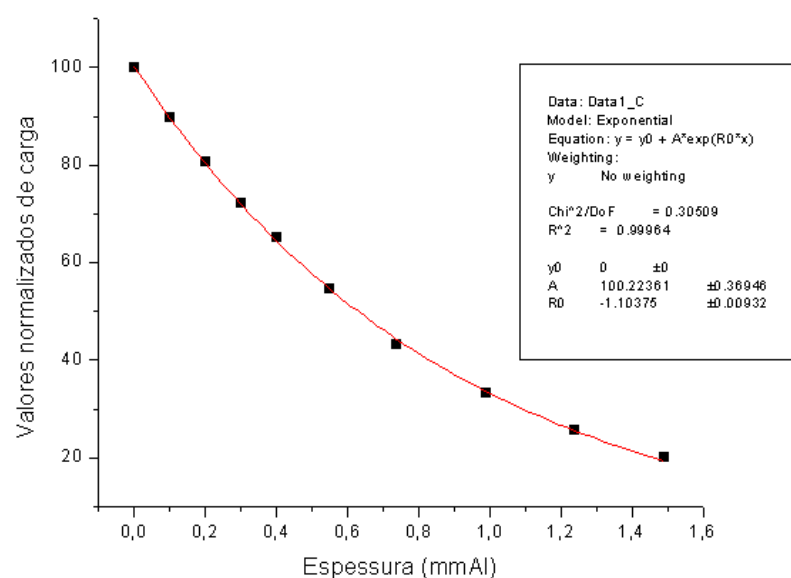
**Figura III.1- Curva de atenuação para um potencial de 23 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



**Figura III.2- Curva de atenuação para um potencial de 24 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**

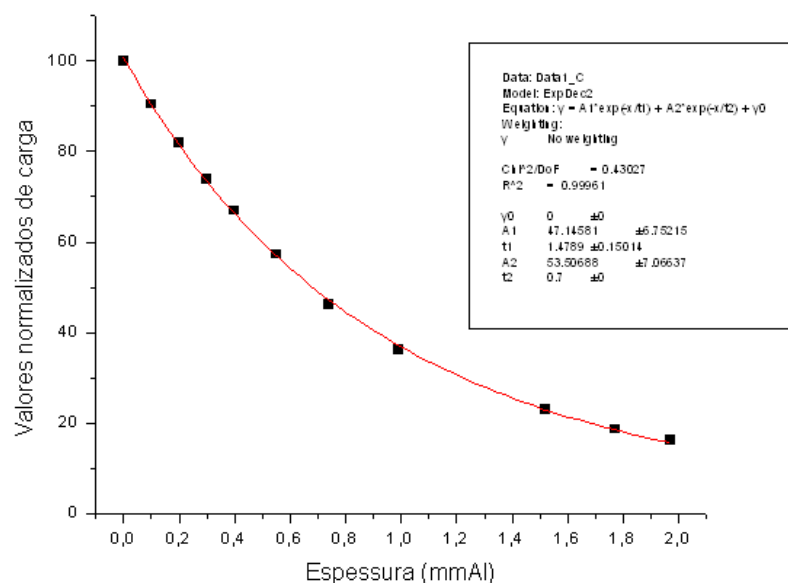


**Figura III.3- Curva de atenuação para um potencial de 25 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**

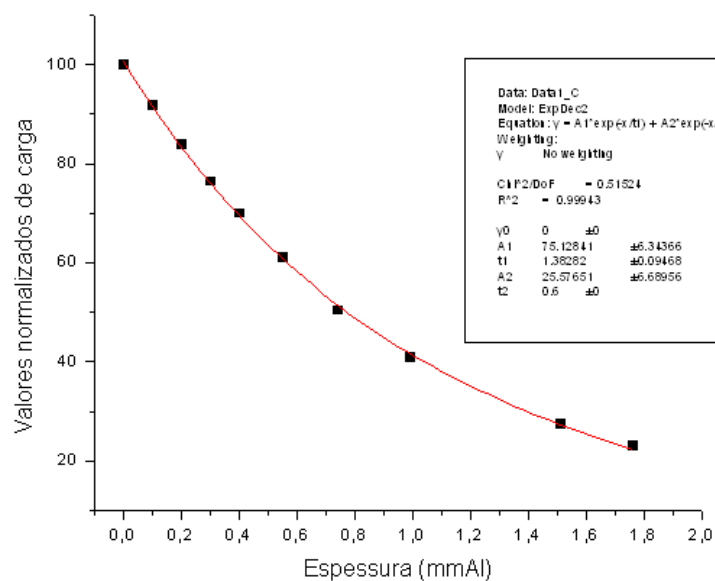


**Figura III.4- Curva de atenuação para um potencial de 26 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**

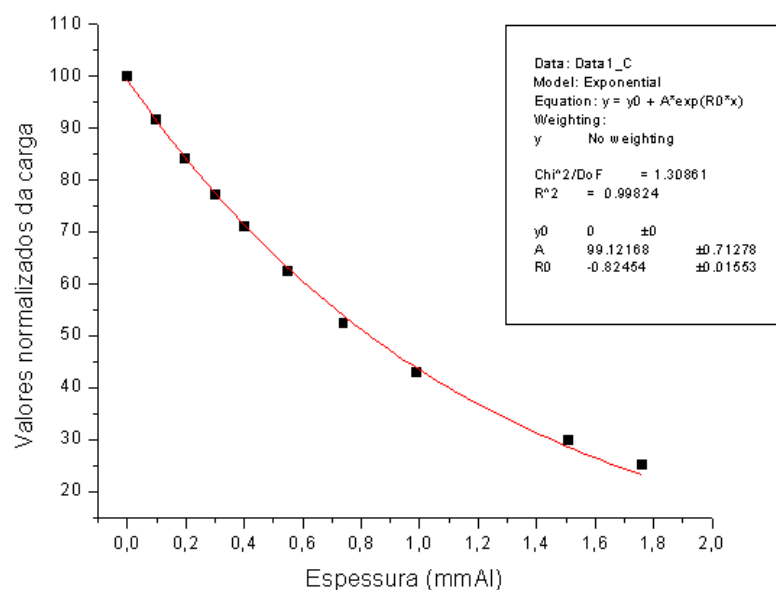




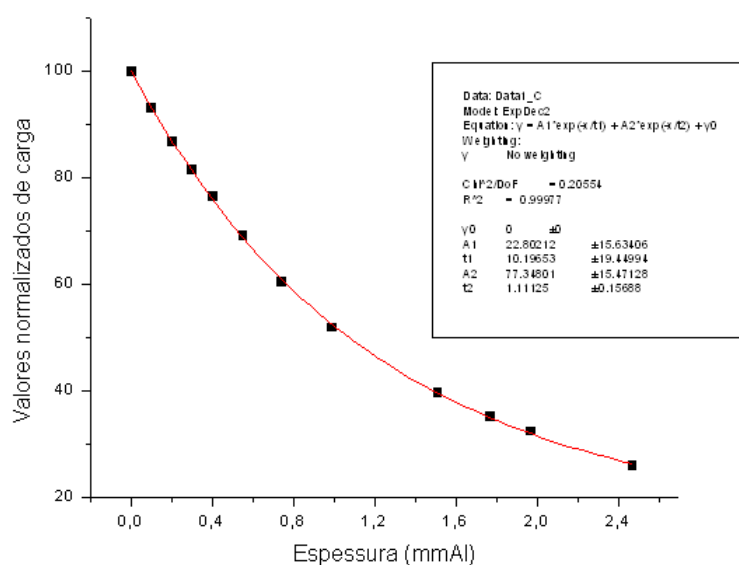
**Figura III.5- Curva de atenuação para um potencial de 28 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



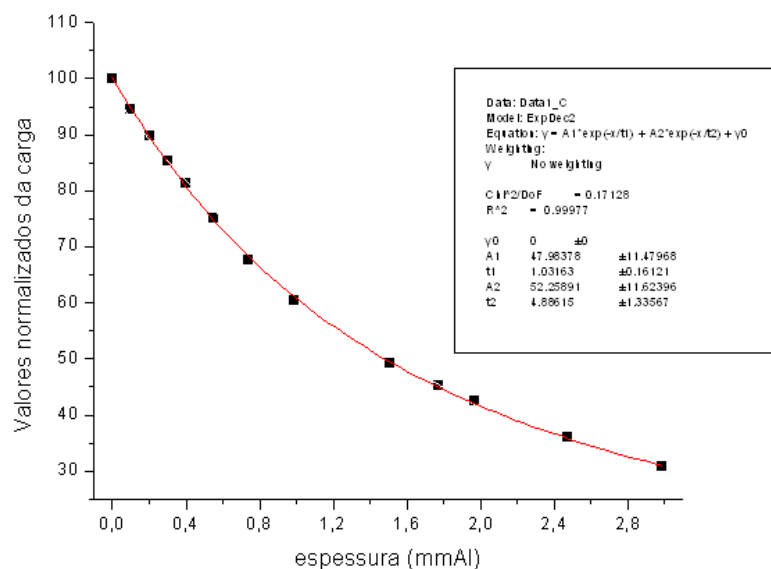
**Figura III.6- Curva de atenuação para um potencial de 30 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



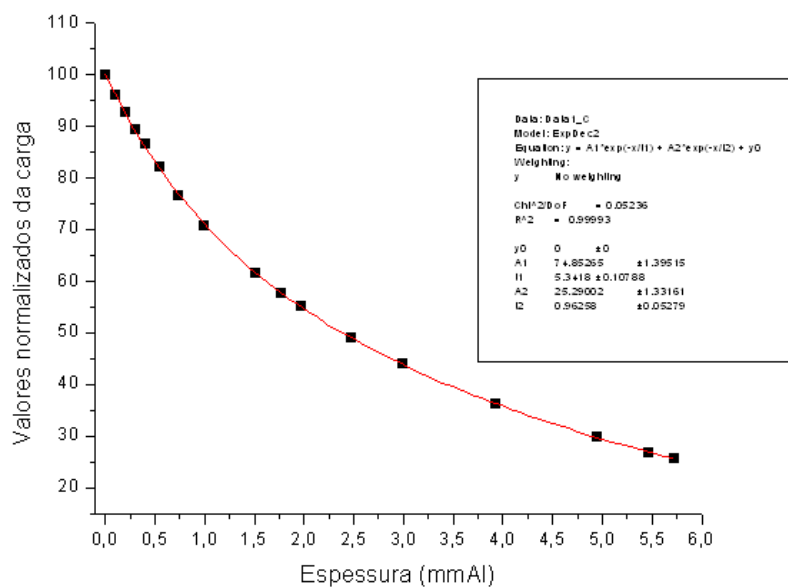
**Figura III.7- Curva de atenuação para um potencial de 31 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



**Figura III.8- Curva de atenuação para um potencial de 35 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



**Figura III.9- Curva de atenuação para um potencial de 40 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



**Figura III.10- Curva de atenuação para um potencial de 50 kV e que apresenta 0,06 mm de Molibdênio e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



## Anexo IV

As figuras que se seguem são referentes a seis diferentes qualidades de radiação em todas têm uma filtração de 0,03 mm de molibdénio.

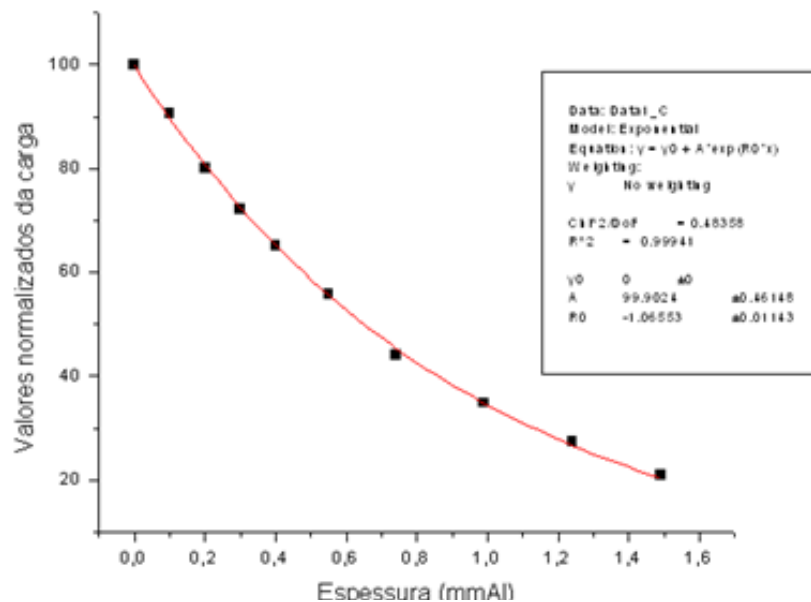


Figura IV.1- Curva de atenuação para uma qualidade de radiação com um potencial de 25 kV e filtração adicional (com câmara de monitorização)

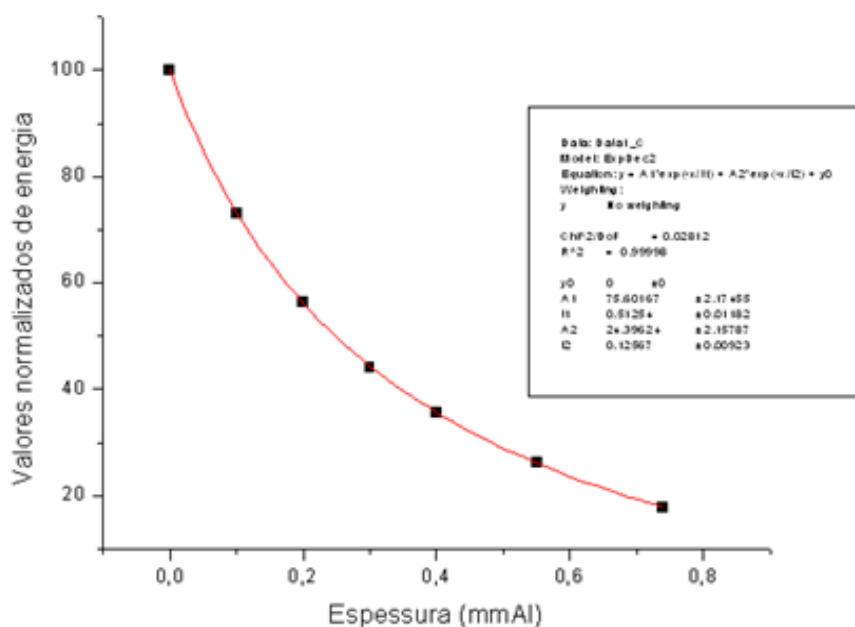


Figura IV.2- Curva de atenuação para uma qualidade de radiação com um potencial de 25 kV sem filtração adicional (com câmara de monitorização)

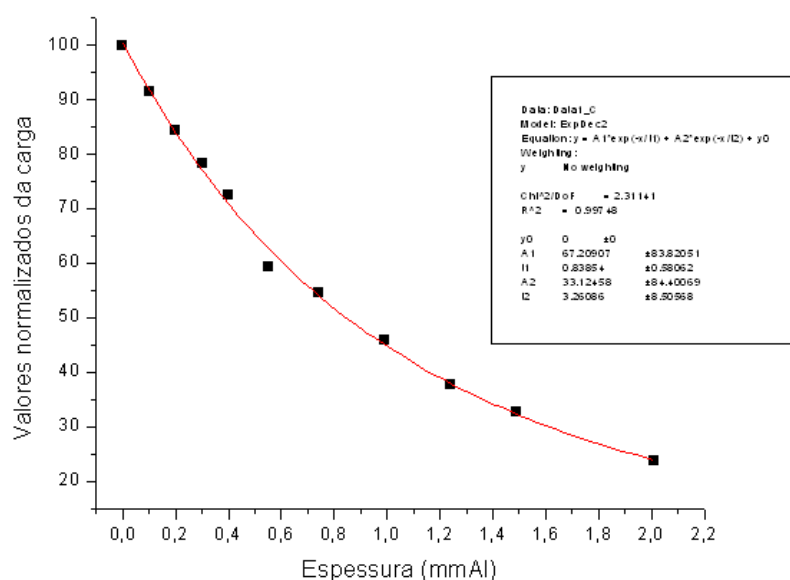


Figura IV.3- Curva de atenuação para uma qualidade de radiação com um potencial de 30 kV e filtração adicional (com câmara de monitorização)

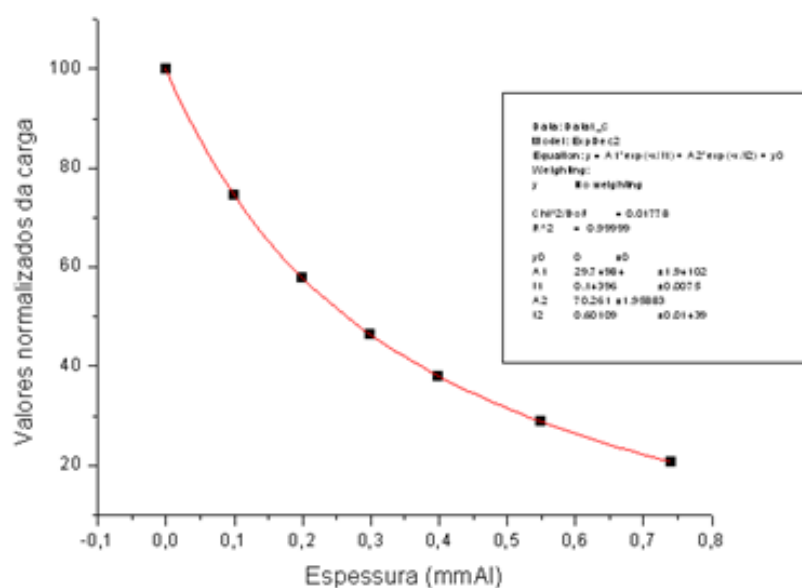
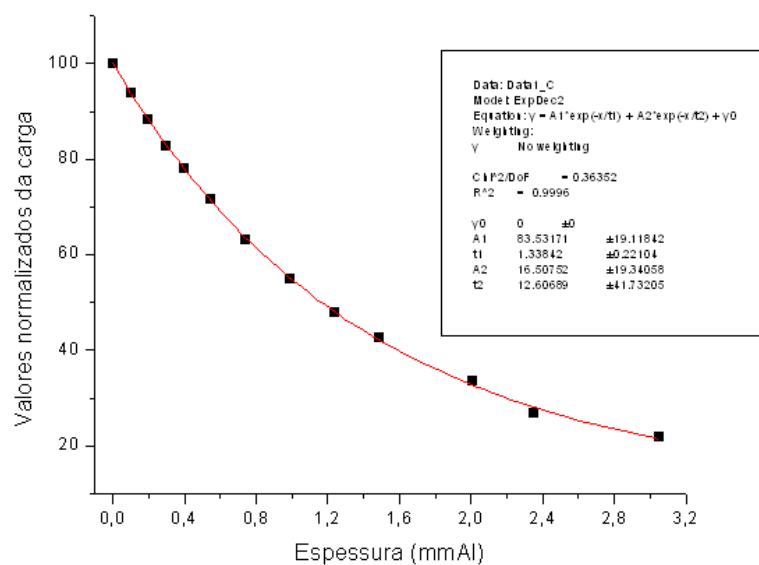
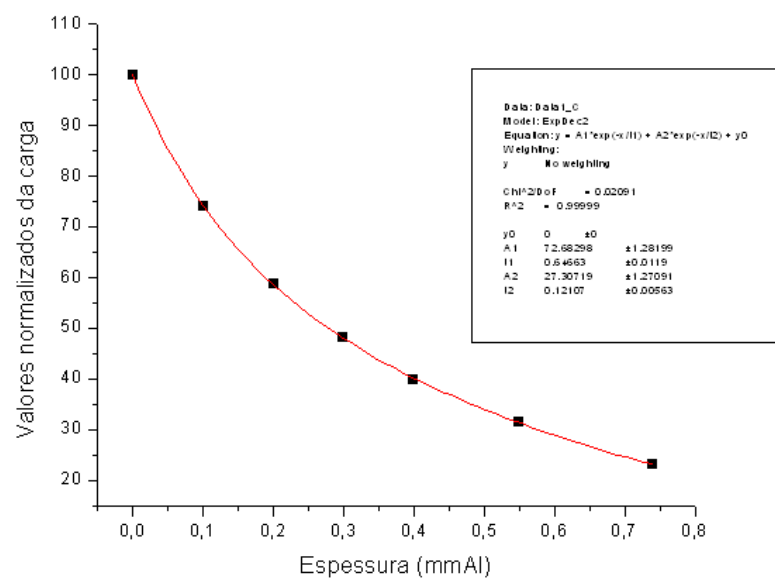


Figura IV.4- Curva de atenuação para uma qualidade de radiação com um potencial de 30 kV sem filtração adicional (com câmara de monitorização)



**Figura IV.5- Curva de atenuação para uma qualidade de radiação com um potencial de 35 kV e filtração adicional (com câmara de monitorização)**



**Figura IV.6- Curva de atenuação para uma qualidade de radiação com um potencial de 35 kV sem filtração adicional (com câmara de monitorização)**